

3100098010231

PEMANFAATAN PORT LPT-1 PADA PC UNTUK
MEMONITOR KETEGANGAN MENTAL
SESEORANG DENGAN BIOKONTROL

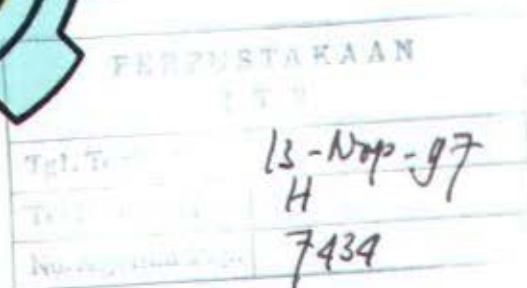
TUGAS AKHIR

Disusun oleh :

SRI HERANURWENI

NRP. 2294.100.502

RSE
621.398 14
Sri
P-1
1997



JURUSAN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
1997

PEMANFAATAN PORT LPT-1 PADA PC UNTUK
MEMONITOR KETEGANGAN MENTAL
SESEORANG DENGAN BIOKONTROL

TUGAS AKHIR

Diajukan Guna Memenuhi Sebagian Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik Elektro

Pada

Bidang Studi Elektronika

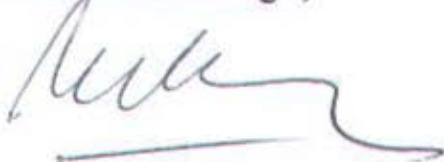
Jurusan Teknik Elektro

Fakultas Teknologi Industri

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Mengetahui / Menyetujui

Dosen Pembimbing I,



(Ir. Moch. Heroe)

Dosen Pembimbing II



(Ir. Henny Utami)

SURABAYA

September, 1997

ABSTRAK

Dengan semakin meningkatnya pengetahuan elektronika medis, serta tingkat kesadaran akan pentingnya peranan terhadap timbulnya rasa sakit, telah meningkatkan perhatian terhadap berbagai rangkaian biofeedback / biocontrol, untuk mengurangi rasa sakit.

Begitu juga dengan kemajuan teknologi komputer, maka pemanfaatan komputer dalam dunia kedokteran juga diperlukan. Misalkan untuk memonitor fungsi-fungsi fisiologis tubuh yang tertentu seperti denyut jantung, temperatur tubuh, resistansi kulit bahkan aktifitas otak, yang kesemuanya menggunakan bantuan komputer (IBM PC atau kompatibelnya). Tujuannya adalah untuk mendapatkan hasil yang lebih akurat dan efisien.

Untuk memperoleh data-data dari parameter di atas diperlukan transduser yang digunakan antara lain sensor temperatur, piezoelectric transducer dan cincin biokontrol. Hasil dari data-data tersebut akan ditampilkan pada layar monitor dan dan dicetak juga.

KATA PENGANTAR

Dengan mengucapkan syukur ke hadirat Allah SWT, yang telah melimpahkan rahmat dan hidayah-Nya, sehingga hanya dengan pertolongan dan ridhlo-Nya penulis dapat menyelesaikan tugas akhir yang berjudul :

PEMANFAATAN PORT LPT-1 PADA PC UNTUK MEMONITOR

KETEGANGAN MENTAL SESEORANG DENGAN BIOKONTROL

Tugas akhir ini merupakan salah satu syarat untuk memperoleh gelar Sarjana Teknik Elektro pada Jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknologi Industri Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.

Dalam penyusunan tugas akhir ini penulis berdasar pada teori-teori yang diperoleh selama kuliah maupun dari buku-buku literatur penunjang, hasil pengamatan dan penelitian selama perencanaan dan pembuatan alat, bimbingan dari para dosen pembimbing serta sumbangan pemikiran dan saran dari semua pihak yang menunjang terselesaikannya tugas akhir ini.

Untuk itu penulis ingin mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada :

1. Ir. Moch. Heroe, selaku dosen pembimbing I tugas akhir.
2. Ir. Henny Utami, selaku dosen pembimbing II tugas akhir.
3. Ir. Soetikno selaku koordinator Bidang Studi Elektronika, Jurusan Elektro FTI - ITS.
4. Ir. Teguh Yuwono selaku Ketua Jurusan Elektro FTI - ITS.

5. Bapak dan Ibu yang telah memberikan dorongan materiil dan semangat yang tak terhingga bagi penulis.
6. Seluruh dosen pengajar Jurusan Teknik Elektro yang telah memberikan ilmu selama penulis kuliah.
7. Seluruh staf administrasi Jurusan Teknik Elektro ITS.
8. Adik-adikku atas dorongan semangatnya kepada penulis.
9. Endah, Ali, Lina, Yuni, Khuzaimah, Diah, Lalo, Narwoko, Doris, dan Andriawan yang telah banyak memberikan bantuan, sumbangan pikiran dan dorongan selama penulis mengerjakan tugas akhir.
10. Teman-teman Lab 202, 203, 205, 402, 403 atas bantuannya selama penulis mengerjakan tugas akhir.

Penulis menyadari adanya kekurangan-kekurangan dalam menyelesaikan tugas akhir ini. Oleh karena itu dengan segala kerendahan hati mengharapkan kritik dan saran demi kesempurnaan tugas akhir ini. Besar harapan penulis semoga karya kecil ini dapat memberikan sumbangan pengetahuan bagi siapa saja yang memanfaatkannya.

Penulis

DAFTAR ISI

JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	ii
ABSTRAK	ii
KATA PENGANTAR	iv
DAFTAR ISI	vi
DAFTAR GAMBAR	x
DAFTAR TABEL	xii
BAB I PENDAHULUAN	
1.1. LATAR BELAKANG	1
1.2. PERMASALAHAN	1
1.3. PEMBATAAN MASALAH	2
1.4. METODOLOGI	3
1.5. SISTEMATIKA PEMBAHASAN	4
1.6. RELEVANSI	5
BAB II TEORI PENUNJANG	
2.1. SISTEM SYARAF OTONOMIS	7
2.2. KONTROL TEGANGAN	7
2.2.1. Lapisan-lapisan Kulit	8
2.2.2. Fungsi Kulit	10

2.2.3. Kelenjar Keringat	11
2.2.4. Respon Kulit Galvanis	13
2.2.5. Temperatur Tubuh	15
2.2.6. Denyut Jantung	16
2.3. TRANSDUCER	17
2.3.1. Transducer Piezoelectric	17
2.3.2. Transducer Temperatur	19
2.4. ANALOG TO DIGITAL CONVERTER (ADC)	20
2.4.1. Successive Aproximation Converter	21
2.4.2. Analog to Digital Converter AD574A	23
2.4.3. Pengontrolan AD574	24
2.4.4. Operasi Stand Alone AD574A	25
2.5. PEWAKTU IC 555 (TIMER)	27
2.6. PARALEL PORT	31
2.6.1. Fungsi Pin Adapter Paralel	33
2.6.2. Konfigurasi Pin	34
BAB III PERENCANAAN ALAT	
3.1. PERENCANAAN PERANGKAT KERAS	38
3.1.1. Diagram Blok	38
3.1.2. Detektor Denyut Jantung	39
3.1.2.1. Rangkaian Penguat Denyut Jantung	41
3.1.2.2. Komparator	42

3.1.2.3. Monostabil Multivibrator	43
3.1.3. Detektor Temperatur	44
3.1.3.1. Rangkaian Sensor Tempertur	44
3.1.3.2. Pengkondisi Sinyal	45
3.4.4 Rangkaian Biokontrol	47
3.4.4.1. Osilator	48
3.4.4.2. Pencacah Dekade 74LS90	50
3.5.5 Pemilih Sinyal Analog	51
3.6.1 Analog to Digital Converter (ADC)	52
3. 2. PERENCANAAN SOFTWARE	53
BAB IV PENGUJIAN DAN PENGUKURAN	
4.1. PENGUJIAN MASING-MASING MODUL	58
4.1.1. Pengujian ADC	58
4.1.2. Pengujian Detektor Temperatur	58
4.1.3. Pengujian Biokontrol	59
4.1.4. Pengujian Detektor Jantung	59
4.2. PENGUKURAN DAN PENGAMBILAN DATA	59
4.2.1 . Pengukuran dan Pengambilan Data Temperatur	59
4.2.2. Pengukuran dan Pengambilan Data GSR dan Denyut Jantung	60
BAB V PENUTUP	
5.1. KESIMPULAN	64

5.2. SARAN	64
DAFTAR PUSTAKA	65
LAMPIRAN	
DAFTAR RIWAYAT HIDUP	

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1.	Lapisan Kulit	9
Gambar 2.2.	Lapisan Kelenjar Keringat pada Kulit	13
Gambar 2.3.	Hubungan Antara Ketegangan dengan Resistansi Kulit dan Audio	15
Gambar 2.4.	Transduser Piezoelectric dan Rangkaian Ekvaleennya	18
Gambar 2.5.	Diagram Blok Succesive Approximation Converter	22
Gambar 2.6.	Hubungan Unipolar AD574	23
Gambar 2.7.	Pewaktuan Mode Stand Alone	26
Gambar 2.8.	Diagram Blok IC 555	28
Gambar 2.9.	Rangkaian Monostabil	29
Gambar 2.10.	Bentuk Gelombang pada Monostabil	30
Gambar 2.11.	Blok Diagram Paralel Port	32
Gambar 3.1.	Diagram Blok	39
Gambar 3.2.	Rangkaian Non Inverting Amplifier	41
Gambar 3.3.	Rangkaian Komparator	42
Gambar 3.4.	Rangkaian Monostabil Multivibrator	43
Gambar 3.5.	Sensor Temperatur	45
Gambar 3.6.	Rangkaian Pengkondisi Sinyal	46
Gambar 3.7.	Rangkaian Biokontrol	48
Gambar 3.8.	Osilator Data dan Referensi	49

Gambar 3.9.	Hubungan Osilator Data pada Pencacah Dekade	50
Gambar 3.10.	Rangkaian Pemilih Sinyal Analog	51
Gambar 3.11.	ADC AD574 dan Komponen Pendukungnya	53
Gambar 3.12A	Diagram Alir Software yang Direncanakan	54
Gambar 3.13B.	Lanjutan Diagram Alir Software yang Direncanakan	55

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1.	Tabel Kebenaran Untuk Input Kontrol AD574	25
Tabel 2.2.	Susunan Pin Terminal Printer	34
Tabel 4.1	Data Suhu	60
Tabel 4.2.	Data Eksperimen GSR dan Denyut Jantung	61
Tabel 4.3.	Data Referensi GSR	62
Tabel 4.4.	Data Hasil Pengukuran Pasien	63

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Dengan semakin tingginya tingkat kesadaran masyarakat terhadap kesehatan dirinya, misalkan kesadaran akan peranan ketegangan akibat timbulnya rasa sakit telah meningkatkan perhatian bagaimana cara untuk menghilangkan atau mengurangi ketegangan.

Dengan menggunakan teknik biofeedback elektronik (yang lebih sering disebut dengan 'biokontrol'), maka kita dapat memonitor fungsi-fungsi fisiologis tubuh tertentu. Sehingga dengan mengetahui apa yang sedang terjadi pada tubuh kita, maka memungkinkan untuk suatu kontrol (monitor) yang dapat membantu bagaimana cara mengurangi ketegangan dan penyimpangan-penyimpangan yang disebabkan oleh ketegangan mental..

Karena hal itu maka dicoba untuk membuat alat pemonitor ketegangan mental seseorang dengan biokontrol, yang merupakan pengembangan tugas akhir yang telah ada.

1.2. Permasalahan

Perubahan fisisologis yang terjadi di dalam tubuh manusia dapat dimonitor dengan suatu peralatan medis. Dimana peralatan tersebut harus memenuhi kriteria dan syarat-syarat khusus, misalnya menghasilkan data dengan tingkat presisi yang

tinggi serta memenuhi syarat standar peralatan medis, terutama aman bila digunakan oleh pasien. Karena hal itu merupakan faktor yang tidak boleh diabaikan.

Untuk mendapatkan kecepatan dalam memperoleh data , ketelitian dan kemudahan dari hasil memonitor / mengontrol ketegangan mental serta pengendalian peralatan monitor ketegangan dengan menggunakan komputer. Agar alat tersebut dapat bekerja secara optimal dan hasil yang dicapai maksimal juga karena alasan ekonomis.

Dalam memonitor / mengontrol ketegangan mental seseorang yang diinterfacekan ke IBM PC (atau kompatibelnya), maka memungkinkan seseorang untuk mengetahui kondisi bagian tubuh yang dimonitor (seperti perubahan respon kulit, suhu tubuh, denyut jantung dan aktivitas gelombang otak).

Dan agar alat tersebut bersifat fleksibel, maka sebagai sarana komunikasinya digunakan terminal paralel (paralel port). Hal ini sejalan dengan pesatnya penggunaan Laptop yang mempunyai terminal paralel yang kompatibel dengan komputer (PC).

1.3. Pembatasan Masalah

Dalam memonitor atau mengontrol ketegangan mental pada seseorang yaitu dengan memonitor akibat ada atau tidaknya gangguan atau tekanan mental yang menimbulkan ketegangan (stress), dapat dilakukan dengan melihat / memonitor beberapa parameter yaitu respon kulit terhadap aliran listrik galvanis, gelombang pada otak (EEG), otot dan tulang, jantung dan pembuluh darah. Tetapi

untuk merencanakan suatu sistem biokontrol yang lengkap sangat sulit, sehingga peralatan dalam tugas akhir ini dibatasi hanya beberapa parameter saja, yaitu :

1. Perubahan respon kulit terhadap aliran listrik galvanik (Galvanic Skin Response / GSR)
2. Perubahan suhu tubuh
3. Perubahan denyut jantung

Data analog dari LM35 dan transduser lainnya diubah menjadi data digital 12 bit dengan menggunakan ADC yang mempunyai ketelitian (precision) tinggi dan kecepatan pengambilan data (sampling rate) yang disesuaikan dengan penggunaannya.

Untuk mengontrol peralatan dan untuk mengubah data yang diambil digunakan seperangkat komputer IBM PC, sedangkan peralatan ini diinterfacekan ke komputer melalui port LPT1 yang telah tersedia pada setiap PC.

1.4. Metodologi

Perencanaan dan pembuatan alat dalam tugas akhir ini dilakukan dengan pendekatan perangkat keras maupun perangkat lunak dilakukan secara bersama-sama agar hasil yang didapat menjadi optimal.

Pendekatan terhadap perangkat keras dilakukan dengan mempelajari teknik pembuatan pre-amplifier, ADC card, sistem IBM PC, teknik interfacing melalui paralel port, dan sistem memori.

Sedangkan untuk pendekatan terhadap perangkat lunak perlu direncanakan agar dapat mengontrol perangkat keras sesuai dengan hasil yang diinginkan, dalam hal ini program komputer yang terstruktur yaitu bahasa Pascal 7.0 sehingga jelas urutan prosesnya dan prosedur-prosedur yang ada.

1.5. SISTEMATIKA PEMBAHASAN

Dalam tugas akhir ini pembahasan diuraikan dalam lima bab, yaitu sebagai berikut :

Bab I merupakan pendahuluan, yang terdiri dari latar belakang, permasalahan, pembatasan masalah, metodologi, sistematika pembahasan dan toleransi.

Bab II merupakan teori penunjang, yang berisi teori-teori dasar yang berhubungan dengan sistem / peralatan yang dibuat, meliputi sistem syaraf otonomis, perubahan resistansi pada kulit, teknik memonitor suhu, mendeteksi denyut jantung, transducer, rangkaian ADC, interface.

Bab III merupakan perencanaan perangkat keras yaitu mengenai penjelasan diagram blok rangkaian secara umum dan diikuti dengan penjelasan mengenai bagian -bagian tersebut, serta perencanaan perangkat lunak untuk inisialisasi sistem, pengolahan data.

Bab IV merupakan penjelasan tentang pemakaian alat, hasil pengukuran dan pengujian alat tersebut.

Bab V merupakan bagian penutup yang berisi kesimpulan dan saran yang diharapkan bermanfaat untuk pengembangan lebih lanjut.

1.6. RELEVANSI

Diharapkan dari tugas akhir ini dapat membantu atau memudahkan seseorang dalam memonitor kondisi fisiknya, khususnya untuk mengetahui dan memonitor keadaan mentalnya. Selain itu akan menambah pengetahuan tentang pemanfaatan terminal paralel LPT-1, yang selama ini umumnya digunakan hanya untuk pengoperasian printer.

BAB II

TEORI PENUNJANG

Pada tubuh manusia terdapat suatu sistem umpan balik (feedback), yang memungkinkan suatu sistem dapat menjaga keseimbangan dengan pengontrolan yang baik.

Sistem kontrol pada tubuh manusia dapat dibagi menjadi dua bagian yaitu sistem kontrol eksternal dan sistem kontrol internal. Sistem kontrol eksternal dan disebut juga dengan sistem mekanisme fisiologis, merupakan suatu sistem yang mengontrol organ tubuh kita (bagian luar) misalkan gerakan tangan, kaki, mata dan lainnya. Sedangkan sistem kontrol internal atau mekanisme otomatis internal, biasanya dalam istilah kedokteran disebut dengan sistem syaraf otonomis.

Dengan sistem kontrol eksternal maka kita dapat mengontrol tangan, kaki dan organ tubuh lainnya. Tetapi sulit untuk mengontrol sistem internal (syaraf otonomis).

Suatu ketegangan atau kecemasan dapat mempengaruhi sistem eksternal maupun sistem internal kita. Pengaruhnya terhadap sistem internal adalah sakit kepala, keluarnya keringat dingin pada tangan. Sedangkan pengaruh ketegangan untuk sistem eksternal misalnya sikap yang mudah terkejut, gerakan-gerakan tangan yang tidak terkontrol.

BAB II

TEORI PENUNJANG

Pada tubuh manusia terdapat suatu sistem umpan balik (feedback), yang memungkinkan suatu sistem dapat menjaga keseimbangan dengan pengontrolan yang baik. Sistem kontrol pada tubuh manusia dapat dibagi menjadi dua bagian yaitu sistem kontrol eksternal dan sistem kontrol internal. Sistem kontrol eksternal dan disebut juga dengan sistem mekanisme fisiologis, merupakan suatu sistem yang mengontrol organ tubuh kita (bagian luar) misalkan gerakan tangan, kaki, mata dan lainnya. Sedangkan sistem kontrol internal atau mekanisme otomatis internal, biasanya dalam istilah kedokteran disebut dengan sistem syaraf otonomis.

Dengan sistem kontrol eksternal maka kita dapat mengontrol tangan, kaki dan organ tubuh lainnya. Tetapi sulit untuk mengontrol sistem internal (syaraf otonomis).

Suatu ketegangan atau kecemasan dapat mempengaruhi sistem eksternal maupun sistem internal kita. Pengaruhnya terhadap sistem internal adalah sakit kepala, keluarnya keringat dingin pada tangan. Sedangkan pengaruh ketegangan untuk sistem eksternal misalnya sikap yang mudah terkejut, gerakan-gerakan tangan yang tidak terkontrol.

Biokontrol adalah kontrol atau pemonitor dari fungsi - fungsi fisiologis dan organ-organ pada tubuh manusia, perubahan-perubahan atau penyakit yang terjadi pada manusia.

2.1. SISTEM SYARAF OTONOMIS

Susunan syaraf otonomis adalah bagian organ susunan syaraf yang mengurus semua proses badaniah yang timbul secara reflektorik, seperti gerakan peristaltik, berkeringat, merinding, tekanan darah meninggi dan seterusnya.

Sebagai bagian yang terintegrasi pada susunan syaraf, maka susunan syaraf otonomis ini terdiri dari bagian susunan syaraf pusat dan tepi. Susunan syaraf otonomis ini juga terintegrasi, yang menentukan keadaan emosional seseorang. Bahkan manifestasi aktifitas susunan syaraf otonomis sebagian besar terkait pada perangai emosional. Sekresi air mata timbul pada waktu seseorang dalam keadaan tegang atau takut. Seseorang yang merasa gelisah dan tegang akan sering buang air kecil bahkan buang besar dan menjadi lebih mudah terkejut, tekanan darah meninggi, begitu juga dengan keluarnya keringat dingin pada telapak tangan. Ketegangan ataupun kecemasan juga dapat menimbulkan sakit kepala.

Sampai saat ini, dapat diterima / diakui bahwa manusia tidak dapat mengontrol sistem syaraf otonomisnya. Kita dapat mengendalikan beberapa dari lingkaran eksternal kita, tetapi tidak untuk sistem internal dalam tubuh kita. Kita dapat belajar menggunakan tangan atau kaki kita, tetapi sulit untuk dapat mengontrol suhu badan atau denyut jantung.

2.2. KONTROL KETEGANGAN

Salah satu yang paling penting dalam hal ini adalah pemantauan dan pengendalian ketegangan dan kegelisahan. Berarti ini ada kemungkinan untuk mengendalikan kondisi yang berkaitan dengan stress (ketegangan), migraine (sakit

kepala sebelah), colitis (radang usus besar), asma (sesak nafas) dan lain sebagainya.

Hal yang lain memperlihatkan adanya kemungkinan untuk mengontrol tekanan darah tinggi (hypertensi), denyut jantung, ketegangan otot-otot, suhu badan, dan mungkin untuk mengendalikan sebagian gelombang otak *beta*, *alfa*, *theta* dan *delta*. Setiap proses fisiologis dapat dimonitor, diperkuat dan diperagakan secara terus menerus.

2.2.1. Lapisan-Lapisan Kulit

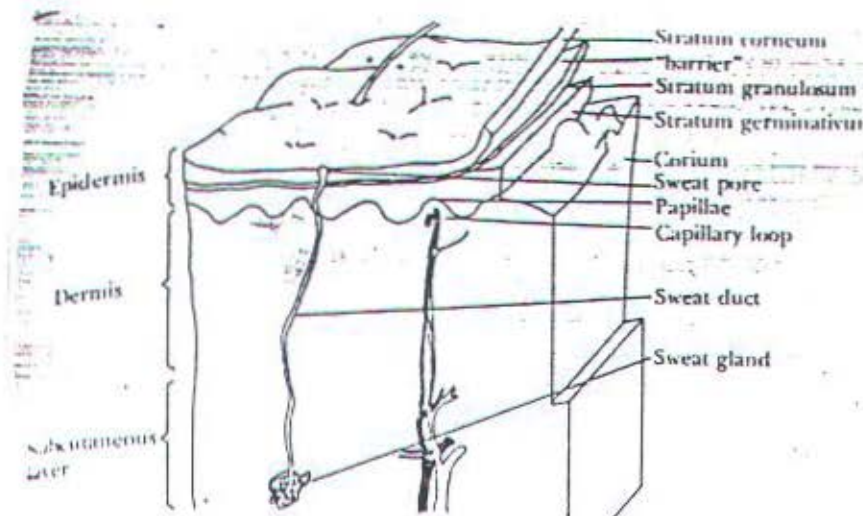
Kulit merupakan suatu organ tubuh yang paling berat, dimana sekitar 16% dari berat tubuh total. Kulit terdiri dari lapisan epitel yang berasal dari ektoderm, epidermis, dan lapisan jaringan penyambung yang berasal dari *mesoderm* (lapisan kulit bagian tengah), *dermis* atau *corium*.

Kulit terdiri dari dua lapisan, yaitu :

a. *Epidermis* yang merupakan lapisan paling luar dan terdiri dari *epithel* khusus derivat (kelompok) dari *ectoderm*.

b. *Dermis* atau *corium* yang terletak di bawah *epidermis* dan terdiri dari jaringan ikat padat yang *vascular* (jaringan ikat yang berisi darah), derivat (kelompok) dari *mesoderm*.

Perbatasan dermis dan epidermis beraturan, dan tonjolan-tonjolan dermis yang dinamakan *papila* saling bertautan dengan *invaginasi epidermis* yang dinamakan *epidermal ridges*.



Gambar 2.1.¹

Lapisan Kulit

Di bawah dermis terletak hipodermis atau jaringan subkutan, yaitu suatu jaringan penyangga yang banyak mengandung sel-sel *adiposa*, *panikulus adiposus* (sel-sel penyangga). Hipodermis tidak dianggap sebagai bagian kulit, menghubungkan kulit secara longgar dengan jaringan-jaringan di bawahnya. Anggota epidermis terdiri atas rambut, kuku, kelenjar *sabasea* dan kelenjar keringat.

¹ IEEE Trans. Biomedical Engineering, March 1997 hal 134 - 139

Lapisan luar kulit relatif impermeabel terhadap air, yang mencegah kehilangan air berlebihan karena penguapan dan memungkinkan untuk hidup di bumi. Fungsi kulit sebagai organ reseptor untuk melangsungkan komunikasi dengan lingkungan sekitarnya dan melindungi organisme dari cedera tubrukan dan gesekan. Suatu pigmen yang dinamakan melanin, yang dihasilkan dan disimpan dalam sel-sel epidermis berfungsi melindungi dari sinar terhadap sinar ultraviolet.

Kelenjar-kelenjar kulit, pembuluh-pembuluh darah, dan jaringan adiposa berperan dalam penganturan suhu, metabolisme tubuh dan ekskresi berbagai zat. Karena kulit mempunyai elastisitas, maka kulit dapat meliputi daerah-daerah luas pada keadaan yang berhubungan dengan pembengkakan.

2.2.2. Fungsi Kulit

Kulit sebagai pembungkus tubuh manusia mempunyai banyak fungsi. Diantaranya sebagai berikut :

1. Sebagai proteksi bagi tubuh

kulit melindungi tubuh terhadap trauma dari luar (kekerasan), melindungi terhadap penguapan dan juga melindungi tubuh dari sengatan matahari yang mengandung ultraviolet.

2. Proteksi terhadap masuknya mikroorganisme; terutama yang patogen.

3. Ekskresi keringat dan sisa-sisa metabolisme.

4. Sebagai tempat receptor untuk rasa raba, rasa tekan, rasa panas dan rasa sakit.

5. Membantu mengatur suhu tubuh

misalnya saat udara luar sangat panas, maka kulit akan mengeluarkan keringat sehingga suhu tubuh menurun. Dengan adanya timbunan sel-sel lemak di bawah kulit / pada lapisan hypodermis, maka tubuh terlindungi dari udara luar jika terlalu dingin.

6. Sebagai identitas seseorang

fungsi yang berhubungan dengan bidang kepolisian. Permukaan kulit mempunyai garis-garis / lekukan-lekukan yang arahnya bermacam-macam dan dapat dilihat dengan mata telanjang, terutama yang tampak jelas pada telapak tangan dan telapak kaki. Garis-garis ini mempunyai pola-pola tertentu yang sifatnya tetap dan tidak sama pada setiap orang, sehingga dapat dipakai sebagai identitas seseorang.

2.2.3. Kelenjar Keringat

Kelenjar keringat tersebar luas dalam kulit, kecuali daerah tertentu misalkan pada dasar bibir dan kuku. Kelenjar ini dapat dijumpai dalam jumlah yang banyak terutama di daerah tangan dan kaki. Kelenjar keringat merupakan kelenjar yang simpleks.

Bagian sekretoris kelenjar ini tertanam dalam dermis, bergaris tengah sekitar 0.4 mm dan dikelilingi sel-sel *miopitel* (sel-sel pembentuk kelenjar keringat). Kontraksi sel-sel ini diduga membantu mengeluarkan sekresi. Membran basalis yang sangat

tebal terletak di luar bagian sekresi kelenjar. Ada dua jenis sel pada bagian sekresi kelenjar yaitu :

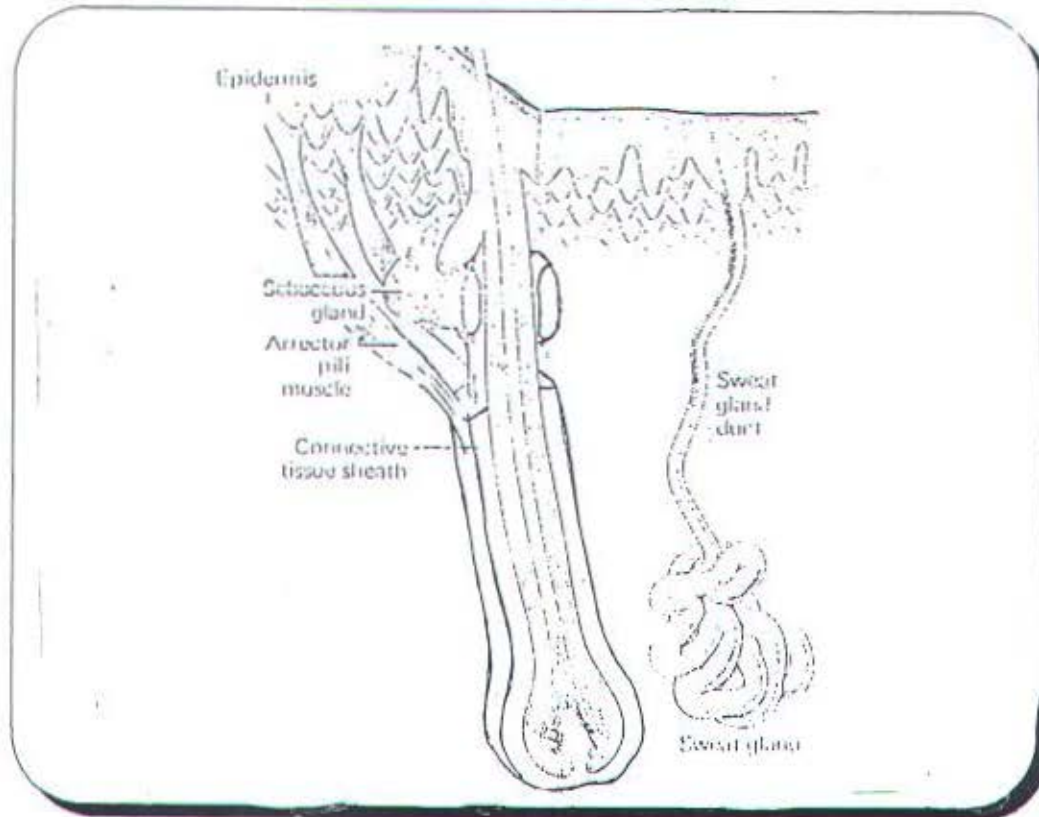
1. sel gelap (dark cell)

yang bersifat sel *serosa* (cair), mempunyai bagian *retikulum endoplasma granuler* dan *granula sekretoris* yang mengandung zat *gliko protein* (zat pembentuk warna kulit).

2. sel jernih (clear cell)

sel ini tidak mempunyai granula sekresi, sedikit *retikulum endoplasma*. Morfologi seperti ini merupakan sifat sel yang mentransfer ion-ion dan air.

Cairan ini tidak kental dan sedikit mengandung protein. Unsur utamanya adalah air (H_2O), Natrium Klorida ($NaCl$), urea ($CO(NH_2)_2$), amonia (NH_3) dan asam urat / otot. Kandungan natrium dalam keringat sekitar 59% dari kandungan natrium dalam darah. Sel-sel dalam kelenjar keringat bertanggungjawab akan *reabsorpsi* (penyerapan) natrium. Setelah dikeluarkan pada permukaan kulit, keringat yang dikeluarkan menguap dan mengakibatkan pendinginan permukaan kulit. Keringat inilah yang berperan penting sebagai konduktor yang menghubungkan elektroda-elektroda biokontrol (berupa cincin logam).



Gambar 2.2²

Lapisan Kelenjar Keringat pada Kulit

Dengan demikian, semakin banyak keringat maka kandungan garam (yang merupakan larutan elektrolit) akan semakin banyak pula. Jadi dapat dimengerti jika arus listrik akan semakin mudah menghantar karena resistansinya kecil.

2.2.4. Respon Kulit Galvanis

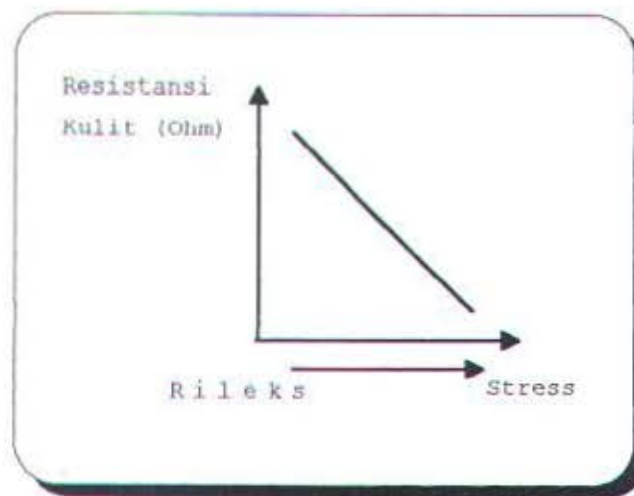
Dari uraian di atas terlihat bahwa kulit merupakan indikator ketegangan yang peka dan cepat. Apabila seseorang menjadi tegang akan terjadi beberapa perubahan parameter ketegangan yang dapat diukur.

² Geneser Finn, Buku Teks Histologi, Bina Rupa, Jakarta, 1994

Perubahan yang utama adalah pergeseran yang besar dari resistansi elektris dari dermis (lapisan di bawah kulit / kulit ari). Pergeseran ini tidak saja besar, tetapi berlalu dengan sangat cepat, dan reaksinya terjadi tanpa menghiraukan di mana pusat terjadinya ketegangan. Suatu perubahan yang kecil dalam ketegangan otot perut akan menyebabkan perubahan yang sama besarnya seperti halnya dengan mengepalkan tangan

Monitor GSR (Galvanic Skin Response = Respon Kulit Galvanic) atau umumnya dinamakan GSR, memonitor antara dua jari yang berdampingan dari satu tangan. Data ini akan diterjemahkan dan ditampilkan dalam bentuk digital atau sebagai nada suara dengan ketinggian yang berkaitan dengan nada suara(yaitu saat ketegangan berkurang / rileks, maka nada akan menurun dan sebaliknya). Prinsip utamanya adalah semakin rileks badan seseorang, maka semakin tinggi resistansinya.

Elektrodanya dapat dibuat dari bahan konduktif fleksibel (misalnya : kawat tembaga, lempengan aluminium, wol baja atau anyaman kawat yang lembut) yang ditempelkan kuat pada jari atau ujung jari dengan pengikat karet ataupun dua penghantar berbentuk cincin logam yang melingkari dua jari.



Gambar 2.3³

Hubungan Antara Ketegangan dengan
Resistansi Kulit

2.2.5. Temperatur Tubuh

Ketegangan dapat direfleksikan juga oleh suhu pada kulit, khususnya pada tangan. Perubahan suhu badan dapat disebabkan oleh :

- pembentukan panas yang berlebihan
- berkurangnya pengeluaran panas
- perubahan termostat pusat.

Setiap bentuk keadaan hipermetabolik dapat menyebabkan demam dengan disertai meningkatnya produksi panas. Peningkatan suhu ini harus dimonitor untuk mengetahui kondisi mentalnya saat itu. Suhu badan merupakan salah satu parameter ketegangan yang cukup penting. Suhu normal seseorang adalah 36 - 37°C.

³ Ibid hal 139

Faktor emosi misalkan ketegangan atau stress juga dapat menimbulkan peningkatan suhu tubuh. Hal itu dikarenakan adanya perubahan kelenjar-kelenjar (kelenjar keringat dan *adiposa*) pada kulit juga karena adanya pelebaran atau pengecilan pembuluh darah akibat faktor emosi. Peningkatan suhu terhadap ketegangan ini cukup linier.

Seorang pasien hanya diajarkan untuk mengontrol suhu badannya sambil memonitor efeknya pada sebuah meter suhu dengan skala yang diperbesar. Sebuah termostat kecil ditempelkan pada ketiak untuk memonitor perubahan suhu dan outputnya dideferensialkan dalam instrumen untuk kompensasi suhu lingkungan (*ambient*).

2.2.6. Denyut Jantung

Jantung dalam tubuh manusia berfungsi untuk memompa darah yang mengandung oksigen ke seluruh sistem sirkulasi. Sistem sirkulasi ini terbentuk dari saluran-saluran pembuluh nadi (arteri), pembuluh balik (vena) dan pembuluh kapiler. Jantung sebenarnya merupakan sebuah pompa yang secara fisis terdiri dari empat buah ruang, yaitu dua buah ruang atrium (serambi) dan dua buah ventrikel (bilik). Jantung menerima darah kemudian didorong ke paru-paru, dimana darah mengisi oksigen, kemudian membuat darah ini kembali ke jantung, dan akhirnya dengan sangat kuat mendorong darah yang telah terisi oleh oksigen lagi melalui tubuh. Kecepatan denyut jantung nampaknya berhubungan langsung dengan kebutuhan metabolik badan. Sebenarnya, semua bagian otak yang telah diselidiki

tampaknya memegang suatu peranan dalam menentukan dan mengontrol denyut jantung.

Seseorang dapat merasakan denyutan pada urat nadi dan dapat menghitungnya dengan menggunakan *stopwatch*. Metode lainnya adalah memonitor fluktuasi (turun naiknya) kepadatan darah di waktu terjadi denyutan. Kemampuan mengontrol denyut jantung melalui biofeedback ini dapat dilakukan dengan sangat mudah jika menggunakan peralatan yang sesuai.

Dalam sirkulasi darah, tekanan darah merupakan parameter yang sangat penting, karena sangat diperlukan gaya dorong mengalirnya darah di dalam pembuluh arteri, arteriola, kapiler dan sistem vena. Dengan adanya aktifitas jantung, maka terjadilah aliran dari pembuluh vena ke pembuluh arteri pada sistem sirkulasi tertutup.

Stress atau ketegangan yang menimbulkan kecemasan akan mempercepat denyutan jantung, meninggikan daya pompa jantung dan tekanan darah, menimbulkan kelainan pada ritme dan EKG. Kehilangan semangat dan putus asa mengurangi frekuensi, daya pompa jantung dan tekanan darah.

Gejala-gejala yang sering didapati adalah napas pendek, lelah, merasa seperti akan pingsan, sukar tidur dan rasa nyeri *prekardial*. Gejala-gejala ini sebagian besar merupakan manifestasi kecemasan.

2.3. TRANSDUCER

Transducer adalah peralatan yang berfungsi untuk mengubah suatu besaran ke dalam besaran yang lain, biasanya ke dalam besaran listrik.

Sinyal output dari transducer ini tidak dapat langsung diproses, karena sinyal listrik yang dihasilkan biasanya sangat kecil. Transducer harus mempunyai respon yang baik terhadap obyek yang akan diukur agar hasil yang diperoleh benar-benar baik.

2.3.1. Transduser Piezoelectric (Transducer Bunyi Korotkoff)

Ada beberapa transducer yang peka terhadap bunyi, diantaranya piezoelectric (kristal mikropone) dan dinamik mikropone. Transducer piezoelectric biasanya digunakan untuk mengukur *physiologis displacement* dan denyut jantung. Karena pada pengukuran denyut jantung dibutuhkan respon yang baik pada frekuensi rendah, maka transducer yang digunakan adalah kristal mikropone. Kristal mikropone ini termasuk jenis piezoelectric transducer.

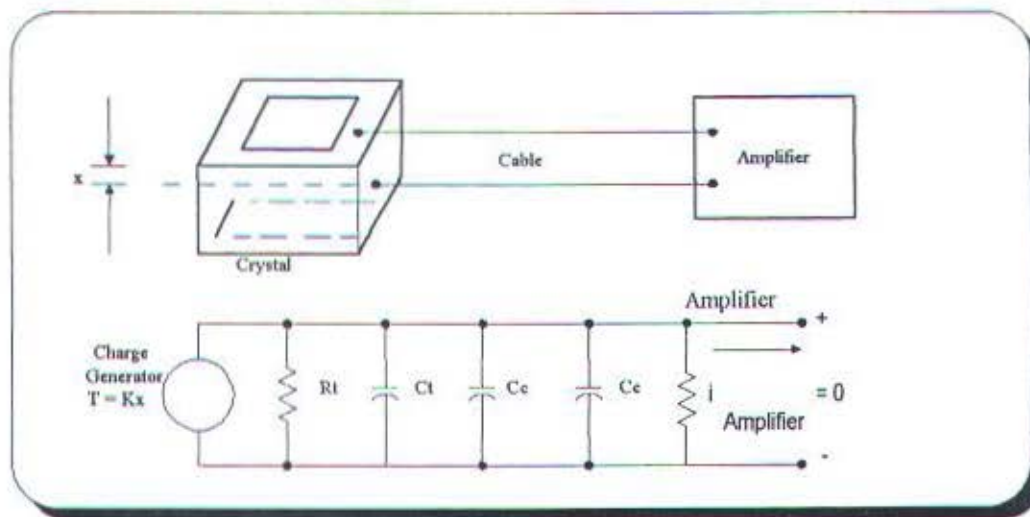
Bahan piezoelectric akan menghasilkan potensial listrik apabila terjadi perubahan yang disebabkan oleh tarikan atau tegangan pada bahan. Dan sebaliknya juga terjadi jika bahan diberi potensial listrik, maka akan mengalami perubahan mekanik (tarikan atau tegangan). Perubahan pada bahan ini mengakibatkan perubahan jumlah muatan.

Pada gambar 2.4 memperlihatkan bahan piezoelectric dan rangkaian ekuivalennya. Jika pada piezoelectric seluas 1 cm^2 dan ketebalannya 1 mm serta dikenakan gaya berat maka tegangan outputnya adalah sekitar $0,23 \text{ mV}$ untuk bahan kristal, dan sekitar 14 mV untuk barium titanate. Impedansi output sangat tinggi

(dapat mencapai 100 G Ohm), sedang frekuensi low corner f_c dapat dinyatakan sebagai berikut :

$$f_c = \frac{1}{RC}$$

dimana R adalah impedansi input amplifier dan C adalah kapasitansi piezoelectric



Gambar 2.4⁴

Transducer Piezoelectric dan Rangkaian Ekuivalennya

II.3.2. Transduser Temperatur

Sensor Temperatur ada berbagai macam bentuk diantaranya thermocouple, Resistance Temperature Detektor (RTD), thermistor dan IC sensor. Masing-masing bentuk memiliki keunggulan dan kelemahan tersendiri. Tetapi yang akan dibahas dalam hal ini hanya sensor temperatur yang menggunakan IC, karena dalam perencanaan alat digunakan sensor tersebut.

⁴ Webster John G, Medical Instrumentation Application And Design, USA, 1978

Alasan dipilihnya IC sensor temperatur karena mempunyai kelinieran yang relatif lebih tinggi bila dibandingkan dengan sensor temperatur yang lain, juga karena mempunyai sensitifitas yang tinggi, harganya murah dan bentuk fisiknya yang kecil serta mudah mendapatkannya di pasaran.

Pada dasarnya IC sensor temperatur ada dua macam yaitu sumber tegangan yang sensitif terhadap temperatur dan sumber arus yang sensitif terhadap temperatur.

Pada IC sensor sumber tegangan yang sensitif terhadap temperatur, tegangan output akan berubah terhadap perubahan temperatur. IC sensor yang termasuk jenis ini adalah LM 34, LM 35, LM135 / LM 235 / LM 335 buatan National Semiconductor serta AD 590 buatan Analog Devices.

Rangkaian IC sensor ini mampu mengeliminasi kesalahan linier yang merupakan kekurangan dari sensor thermocouple dan thermistor. Tetapi kelemahan sensor IC ini adalah timbulnya kesalahan akibat self heating. Untuk mengurangi efek ini dengan cara mengoperasikan IC pada arus yang minimum dan cukup untuk mendrive sensor, selain itu tahanan potensiometer dikalibrasi pada temperatur kerja yang maksimum.

Sensor suhu yang digunakan adalah IC LM 35. IC ini mempunyai kepekaan sebesar $10 \text{ mV}/^{\circ}\text{C}$ dan dari pengamatan dan pengujian terbukti cukup linier, serta konversi suhu ketegangannya sudah dalam skala Celcius.

2.4. ANALOG TO DIGITAL CONVERTER (ADC)

Analog to Digital Converter (ADC) adalah rangkaian yang mengubah besaran analog pada inputnya menjadi data digital pada outputnya. Banyak metode yang digunakan untuk membentuk suatu ADC, metode-metode tersebut mempengaruhi kecepatan konversi (*conversion time*), *accuracy stability* maupun faktor biayanya. Secara umum ada dua macam, yaitu metode *open loop* (terbuka) dan *close loop* (umpan balik).

Yang menggunakan metode open loop diantaranya Flash ADC, Slope Converter, Dual Slope Converter. Sedangkan yang menggunakan metode close loop adalah Single Counter ADC, Successive Aproximation ADC dan Tracking ADC.

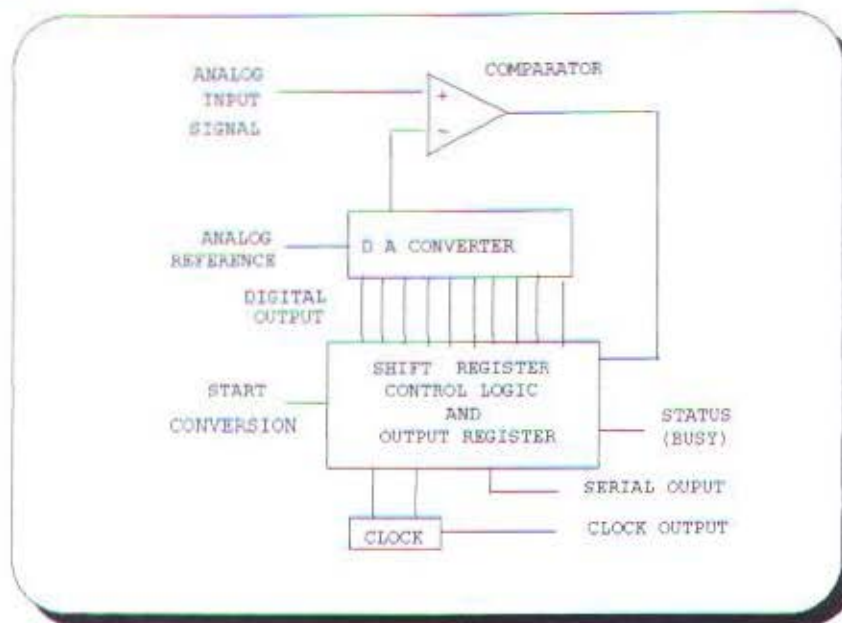
Dalam pembahasan ini akan dijelaskan successive aproximation karena dalam perencanaan peralatan digunakan ADC tipe ini.

2.4.1. Successive Aproximation Converter

Successive Aproximation Converter merupakan golongan ADC yang close loop, dan ADC ini didasarkan pada penggunaan DAC (Digital to Analog Converter) dengan sistem logic yang mengemudikan DAC sampai output digital yang diinginkan. Waktu konversinya selalu tetap, tidak bergantung pada besarnya sinyal analog (input), oleh sebab itu waktu konversinya selalu tetap.

Pada dasarnya rangkaian sistem ini terdiri dari tiga bagian pokok seperti pada gambar 2.5. Ketiga bagian tersebut adalah Successive Aproximation Register, Digital to Analog Converter dan komparator.

Proses dari konversi dimulai dengan memberikan sinyal konversi pada SAR, dan SAR akan mengaktifkan bit-bit untuk masukan DAC yang dimulai dari bit yang tertinggi (MSB).



Gambar 2.5

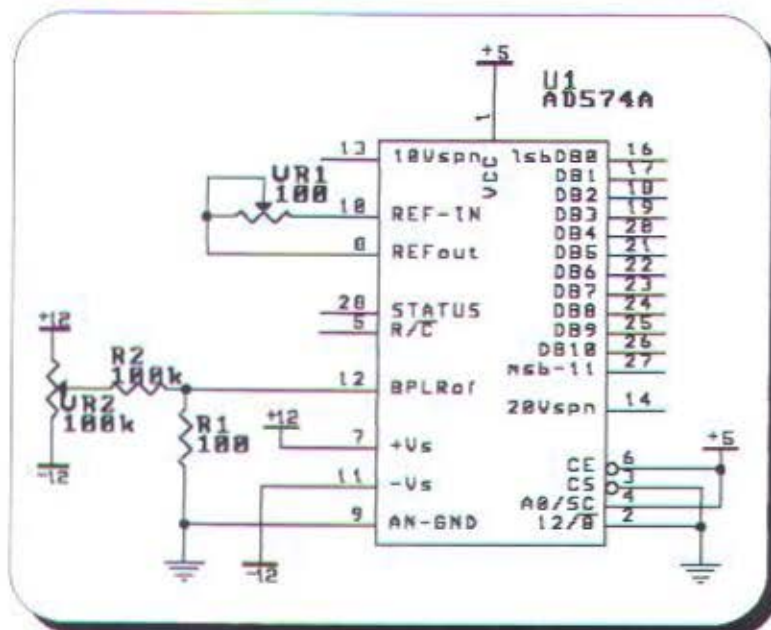
Diagram Blok Successive Approximation Converter

Setiap kali bit-bit ini diaktifkan, maka DAC akan mengubahnya untuk dibandingkan dengan sinyal input oleh sebuah konverter. Hasil perbandingan ini akan digunakan untuk menentukan apakah bit yang diaktifkan harus diset (high) atau direset (low). Bersamaan dengan ini, SAR mengaktifkan yang lebih rendah untuk diperiksa dengan prosedur yang sama, yang dilakukan berurutan sampai pada bit terendah (LSB). Setelah bit terendah ditentukan, SAR akan memberikan sinyal selesai (End of Conversion) melalui output konversi sinyal yang menandakan konversi selesai dilakukan.

Salah satu hal yang perlu diperhatikan dari ADC ini adalah input analog tidak boleh berubah dari 1 LSB selama konversi. Untuk mengatasi hal ini, pada sinyal-sinyal input yang berubah dengan cepat digunakan rangkaian penguat sample hold. Penguat ini dapat dihilangkan untuk sinyal-sinyal yang lambat. Ketelitian, linieritas dan kecepatan successive approximation ADC terutama yang disebabkan oleh sifat DAC dan komparator internal.

2.4.2. Analog to Digital Converter AD574

AD574 adalah sebuah konverter A/D lengkap yang tidak memerlukan komponen luar tambahan untuk memberikan fungsi konversi analog ke digital



Gambar 2.6.⁵

dengan cara successive approximation. Tegangan referensi internal dibentuk oleh sebuah zener dioda yang ditrim pada 10 Volt $\pm 0,2\%$.

Tegangan referensi ini dapat mencatu sampai 1,5 mA ke sebuah beban luar sebagai tambahan keperluan akan resistor input referensi (0,5 mA) dan resistor offset unipolar (1 mA). Semua beban eksternal yang diterapkan ke referensi AD574 harus konstan selama waktu konversi.

Gambar 2.6 menunjukkan rangkaian untuk hubungan unipolar dua buah variabel resistor dibutuhkan, satu untuk offset dan satunya lagi untuk penguat.

2.4.3. Pengontrolan AD574

AD574 berisi rangkaian logika yang dapat langsung dihubungkan ke sebagian besar sistem mikroprosessor. Sinyal kontrol CE, CS dan R/C mengendalikan operasi dari konverter. Keadaan R/C saat CE dan CS keduanya dimasukkan menentukan data dibaca ($R/C=1$) atau konversi ($R/C=0$) yang akan berlangsung. Input A0 dan 12/8 menentukan lebar konversi dan format data. A0 biasanya dihubungkan ke LSB dari bus alamat. Jika konversi dimulai dengan A0 rendah, siklus konversi 12 bit diinisialisasi. Jika tinggi selama start konversi, akan berlangsung siklus konversi 8 bit. Selama operasi pembacaan data, A0 menentukan bilamana buffer 3 state berisi 8 MSB dari hasil konversi ($A0=0$) atau 4 LSB ($A0=1$) diaktifkan.

Tabel 2.1⁶

Tabel Kebenaran Untuk Input Kontrol AD574

CE	CS	R/C	12/8	A0	OPERASI
0	X	X	X	X	Tidak Ada
X	1	X	X	X	Tidak Ada
1	0	0	X	0	Inisialisasi konv. 12 bit
1	0	0	X	1	Inisialisasi konv. 8 bit
1	0	1	1	X	Enable keluaran 12 bit
1	0	1	0	0	Enable 8 MSB saja
1	0	1	0	1	Enable 4 LSB diikuti 4 nol

Pin 12/8 menentukan bagaimana data output diorganisasikan sebagai 2 buah 8 bit (12/8 dihubungkan ke digital common) atau sebuah 12 bit (12/8 dihubungkan ke +5 volt). Pin 12/8 tidak cocok dengan TTL dan harus dihubungkan langsung ke +5 volt atau ke digital common. A0 tidak boleh berubah keadaan selama operasi pembacaan data. Hal ini akan mengakibatkan kerusakan internal pada AD574.

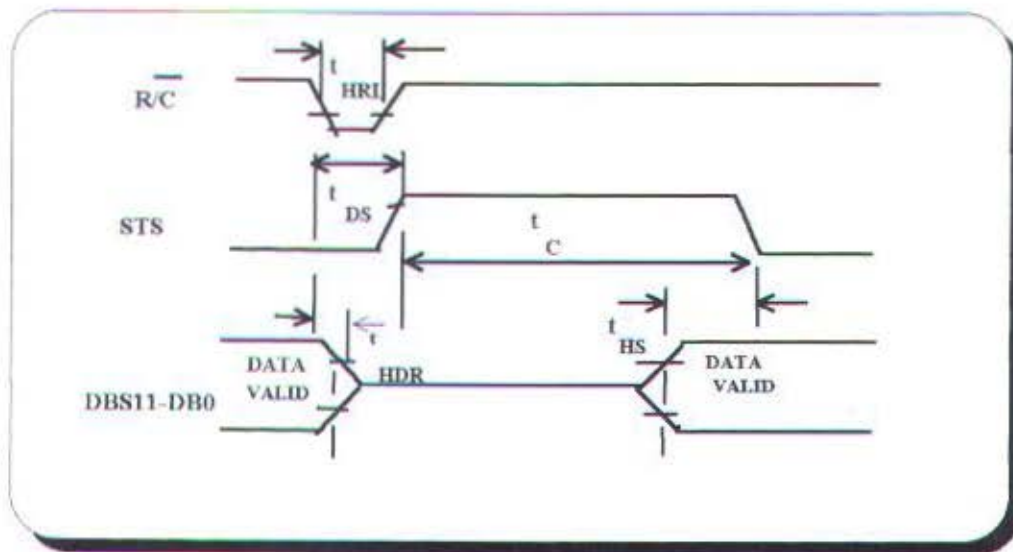
Sinyal output STS menyatakan status dari konverter, STS akan high pada awal konversi dan kembali low setelah siklus berakhir.

2.4.4. Operasi Stand Alone

AD574 dapat dioperasikan dalam mode stand alone. Dalam mode ini, CE dan 12/8 dihubungkan ke +5 volt, A0 dan CS dihubungkan ke 0 volt dan konversi dikontrol oleh R/C. Buffer 3 state dienable jika R/C high dan konversi dimulai jika

⁶ Ibid hal. 11- 45

R/C low. Hal ini memberikan dua kemungkinan untuk pengontrolan bagi R/C yaitu pulsa rendah dan pulsa tinggi.



Gambar 2.7⁷

Pewaktuan Mode Stand Alone

Operasi dengan pulsa rendah ditunjukkan pada gambar di atas. Pada gambar terlihat bahwa sinyal start konversi dibentuk dengan memberikan pulsa rendah selama t_{HRL} pada input R/C. Output AD574 akan berada dalam kondisi impedansi tinggi akibat respon dari sisi turun R/C dan kembali menjadi valid setelah siklus konversi selesai. Output STS menyatakan keadaan AD574 setiap saat. STS akan tinggi 500 ns (t_{DS}) setelah R/C low dan tetap akan tinggi selama konversi berlangsung. STS kembali rendah 300 ns (t_{HS}) setelah data valid telah tersedia.

⁷ Ibid hal. 11-46

2.5. PEWAKTU IC 555 (TIMER)

Pewaktu (*timer*) 555 adalah salah satu komponen yang sangat luas penggunaannya. Komponen ini diperkenalkan pertama kali oleh SIGNETICS, tetapi kini telah diproduksi oleh hampir setiap pabrik semikonduktor. Harganya sangat ekonomis serta sangat serba guna.

Komponen ini dapat digunakan baik sebagai rangkaian monostabil maupun sebagai osilator (multivibrator) dengan besaran waktu mulai dari mikro detik sampai beberapa jam. Komponen ini dapat bekerja dengan catu daya dari 5 Volt sampai 18 Volt, sehingga dapat digunakan bersama-sama dengan rangkaian TTL (logika). Disamping itu, komponen ini dapat menyerap arus sampai 200 mA, sehingga memungkinkan penggunaannya sebagai *driver* dari relay, lampu maupun beban-beban besar lainnya. Bila outputnya tinggi (*high*), IC 555 sendiri akan menggunakan arus 10 mA dari arus daya dan bila dalam keadaan outputnya lebih rendah dari 1 mA (*reset*), maka arus beban masih harus ditambahkan lagi kepada arus ini.

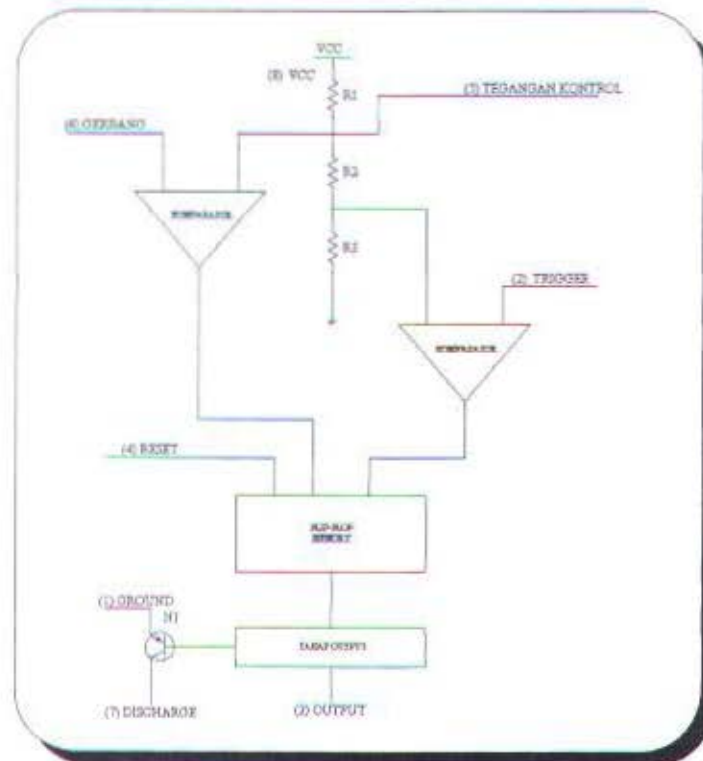
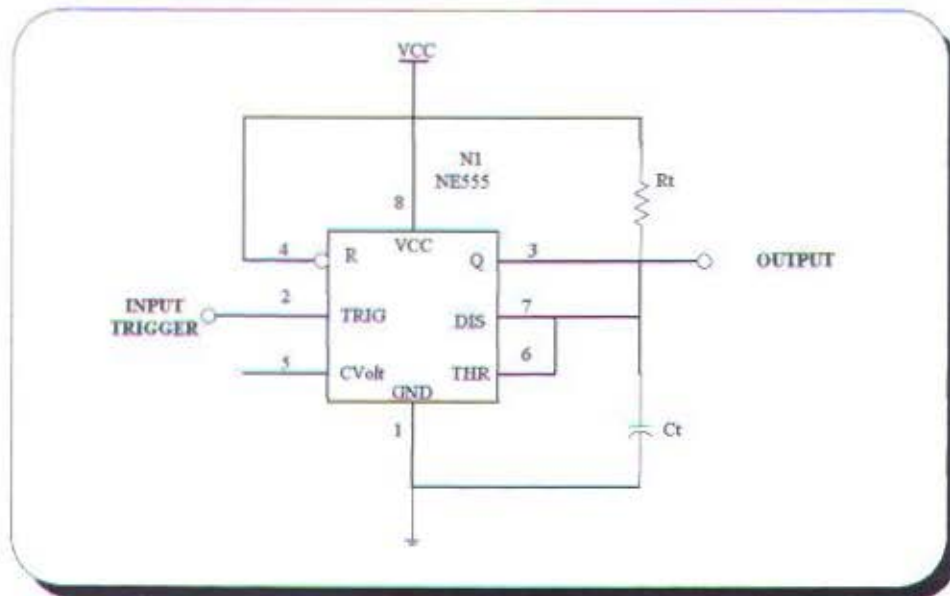
Gambar 2.8.⁸

Diagram Blok IC 555

Tegangan pencatu (V_{cc}) dan *ground* jelas terlihat, dan outputnya mengarah positif (active high) dan input trigger mengarah negatif (active low). Komponen ini digandeng DC, sehingga jika input trigger berlangsung lebih lama dari perioda maka outputnya akan tetap tinggi. Pada bentuk dasarnya komponen ini tidak dapat ditrigger kembali. Untuk membuat rangkaian monostabil, ditambahkan tahanan R_t dan kapasitor C_t seperti diperlihatkan pada gambar 2.9.

¹⁰ Proyek Menggunakan IC 555, Binatronika, Jakarta, 1988



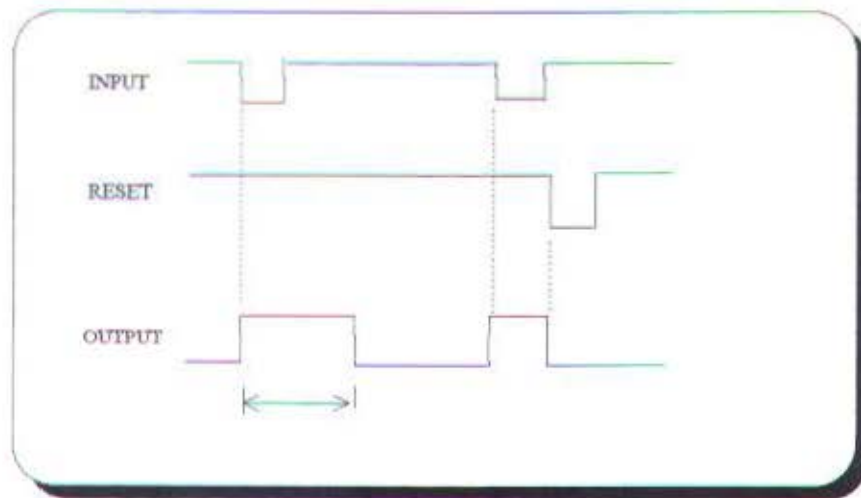
Gambar 2.9⁹
Rangkaian Monostabil

Cara kerjanya sebagai berikut : input trigger mengeset flip-flop, sehingga output menjadi tinggi (high level). Transistor sebagai pelepas muatan tidak menghantar dan C_t mulai pengisian melalui R_t . Ketika tegangan C_t mencapai harga yang sama dengan tegangan kontrol yang ditentukan oleh deretan tiga tahanan internal R, komparator akan me-reset flip-flop, sehingga transistor menghantar kembali serta melepas muatan C_t .

Sekarang rangkaian siap untuk ditrigger lagi oleh input selanjutnya. Dengan demikian, perioda yang berlangsung adalah sama dengan waktu yang diperlukan untuk mengisi C_t melalui R_t , mulai dari 0 volt hingga mencapai harga dari tegangan

⁹ Robert F. Coughlin, Penguat Operasional dan Rangkaian Terpadu Linier, Penerbit Erlangga, Jakarta, 1994, hal 287

kontrol. Karena ketiga tahanan internal ini besarnya sama, maka tegangan kontrolnya adalah $\frac{2}{3} V_{cc}$. Dan karena R_t juga dihubungkan dengan V_{cc} , maka perioda tersebut tidak tergantung pada V_{cc} . Bentuk gelombang yang terjadi ditunjukkan pada gambar 2.10.



Gambar 2.10.¹⁰

Bentuk Gelombang pada Monostabil

Untuk menghitung perioda timer, rumusnya adalah :

$$T = 1,1 R_t \times C_t$$

dimana : R_t = dinyatakan dalam Ohm

C_t = dinyatakan dalam Farad.

Pada gambar 2.8 (diagram internal IC 555) juga diperlihatkan bahwa tegangan kontrol dapat juga diberikan pada kaki 5. Dengan fasilitas ini, tegangan kontrol dapat

¹⁰ Ibid hal 5

dilepaskan gandengannya untuk meningkatkan kekebalannya terhadap berisik (noise).

Harga minimum ditentukan oleh transistor pelepas muatan dan harga yang diperbolehkan biasanya 1 K Ohm. Harga R_t maksimum ditentukan oleh kebocoran arus dari komparator 1. Pada lembaran data dianjurkan 20 MOhm, tetapi sebenarnya ketelitian mulai menurun di atas 1 MOhm. Karena itu R_t harus berada diantara 1K dan 1MOhm. Untuk C_t tidak ada nilai pembatas, hanya saja perlu diketahui bahwa nilai kapasitor elektrolit yang besar akan menyebabkan kebocoran arus yang besar pula. Hal ini dapat mengakibatkan penyimpangan yang besar dari perioda waktu dibandingkan dengan hasil perhitungan.

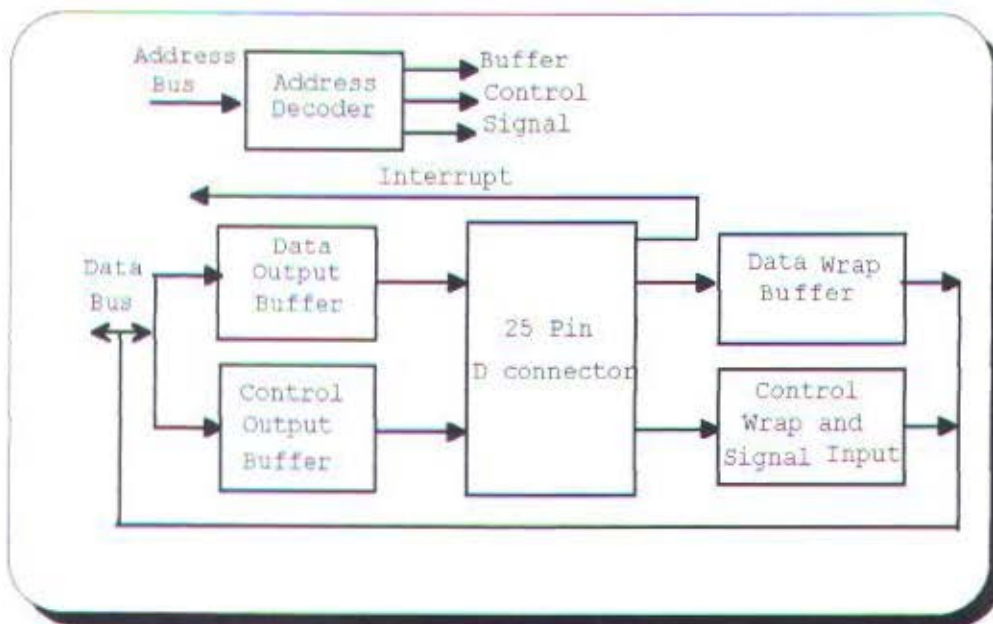
2.6. PARALEL PORT

Kecuali untuk printer penggunaan port paralel sebagai sarana komunikasi dan proses transfer data (input/output) hampir terabaikan. Hal ini karena tidak adanya standarisasi pada port paralel, seperti yang diterapkan pada serial RS-232.

Paralel port disebut juga dengan Adapter Paralel. Adapter adalah peralatan yang dapat menghubungkan komputer (processor) dengan unit di luar komputer adapter paralel adalah peralatan yang ditujukan untuk menghubungkan komputer dengan printer, sehingga umumnya pada setiap PC telah tersedia peralatan ini. Bentuknya dapat berupa card, dapat juga menjadi satu dengan motherboard, sedangkan hubungan dengan peralatan luar melalui konektor D25 pin yang terletak di belakang PC.

Umumnya pada setiap PC terdapat sebuah Paralel Port, tetapi dapat ditambahkan sampai dua buah Paralel Port, yang biasa disebut dengan LPT1 dan LPT2. Alamat pada LPT1 berbeda dengan alamat pada LPT2. Karena kedua alamat untuk kedua paralel port ini berbeda, sehingga dalam satu komputer bisa ditempatkan dua paralel port bersama-sama.

Blok diagram berikut menggambarkan tentang paralel port.



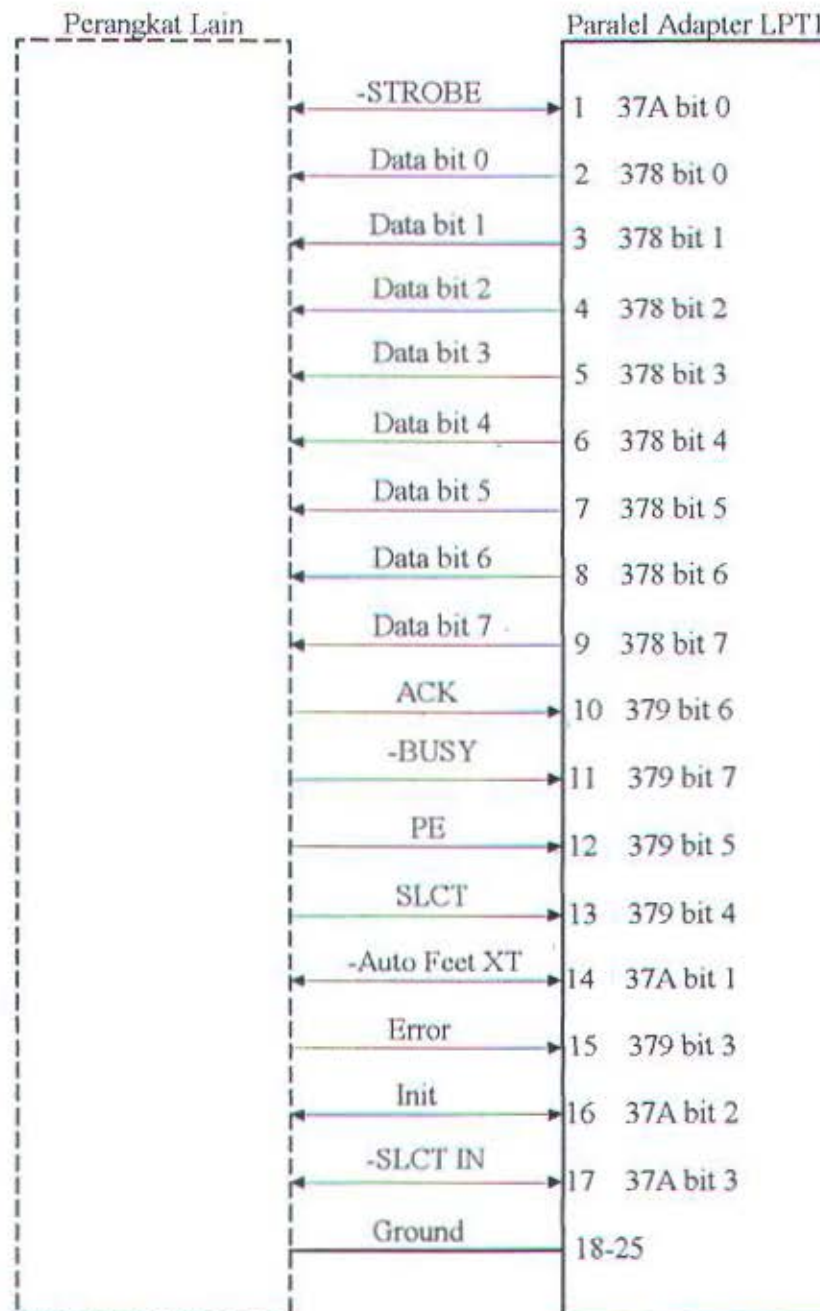
Gambar 2.8¹⁸

Blok Diagram Paralel Port

Dari gambar diatas terlihat ada tiga address yang digunakan oleh paralel port, untuk LPT1 menggunakan address 378h, 379h dan 37Ah, sedangkan LPT2 menggunakan address 278h, 279h dan 27Ah.

¹⁸ ---, IBM PC/AT Technical Reference, IBM, 1984 hal 20

2.6.1. Fungsi Pin Adapter Paralel



2.6.1. Konfigurasi Pin

Port paralel printer LPT yang terdapat pada komputer IBM PC, terdiri dari sebuah konektor DB-25 pin dengan 17 jalur sinyal yang terbagi atas tiga kelompok jalur sinyal dan 8 jalur yang terhubung dengan ground. Ketiga kelompok jalur sinyal tersebut adalah 4 jalur untuk Kontrol, 5 jalur untuk Status dan 8 jalur untuk Data. Jalur-jalur sinyal Status digunakan untuk sinyal jabat tangan (*handshaking*) dari komputer ke printer. Jalur-jalur Status digunakan untuk sinyal jabat tangan (*handshaking*) dan sebagai indikator mengenai statusnya, misalnya kertas habis atau printer sedang sibuk. Sedangkan jalur Data digunakan untuk mengirimkan data dari komputer ke printer. Keduapuluh lima pin ini mempunyai fungsi dan arah dari sinyal dan memberi definisi dari Standart Paralel Port (SPP) seperti pada tabel 2.4 di bawah ini.

Tabel 2.2⁹
Susunan Pin Terminal Printer

PIN	Nama Jalur	Arah	Aktive	Keterangan
1	STROBE	Keluar	Low	Data pada buffer printer tersedia pada saluran data
2	Data (D0)	Keluar	High	Jalur data (D0)
3	Data (D1)	Keluar	High	Jalur data (D1)
4	Data (D2)	Keluar	High	Jalur data (D2)
5	Data (D3)	Keluar	High	Jalur data (D3)
6	Data (D4)	Keluar	High	Jalur data (D4)
7	Data (D5)	Keluar	High	Jalur data (D5)

⁹ Ibid hal. 20

8	Data (D6)	Keluar	High	Jalur Data (D6)
9	Data (D7)	Keluar	High	Jalur Data (D7)
10	-ACK	Masuk	Low	Data sudah dibaca dan siap menerima data selanjutnya
11	BUSY	Masuk	High	Printer dalam keadaan sibuk dan tidak bisa menerima data
12	PE	Masuk	High	Kertas habis
13	SLCT	Masuk	High	Sebagai indikasi printer 'on-line'
14	-Auto Feed XT	Keluar	Low	Perintah ke printer untuk menaikkan kertas 1 brs
15	-ERROR	Masuk	Low	Ada kesalahan (error) pada printer
16	-INIT	Keluar	Low	Untuk mereset printer
17	SLCT IN	Keluar	Low	Memilih printer yang dipilih
18 - 25		Ground		Dihubungkan ke ground

Ketiga jalur sinyal yang terdapat pada LPT dan terhubung melalui konektor DB-25 adalah :

1. Jalur Sinyal Data (D0 - D7), sebagai jalur data keluaran (output) untuk mengirimkan sinyal-sinyal data dari PC ke peralatan paralel port (printer). Jumlah bit yang dapat digunakan sebanyak 8 bit, mulai pin 2 sebagai bit 0 sampai pin 9 sebagai bit 7 pada Paralel Adapter. Data selebar 8 bit ini tersimpan pada buffer printer yang mempunyai alamat 378h untuk LPT1, dan alamat 278h untuk LPT2.
2. Jalur Sinyal Kontrol, digunakan sebagai jalur kontrol antarmuka (*interface*) dan proses jabat tangan (*handshaking*) sinyal dari PC ke printer. Jalur sinyal ini sebenarnya difungsikan sebagai output dengan jumlah data sebanyak 4 bit, yang

BAB III

PERENCANAAN ALAT

Dalam perencanaan alat ini dibagi menjadi dua bagian. Bagian pertama dibahas mengenai perangkat keras (hardware) yang dibuat dan bagian yang kedua membahas tentang perangkat lunak (software) yang digunakan untuk mengontrol perangkat keras dan menampilkan hasil pengukuran.

Perencanaan perangkat keras dimulai dengan perencanaan secara diagram blok terlebih dahulu, kemudian dilanjutkan dengan merancang rangkaian dari masing-masing blok dan mengintegrasikannya menjadi suatu rangkaian yang lengkap.

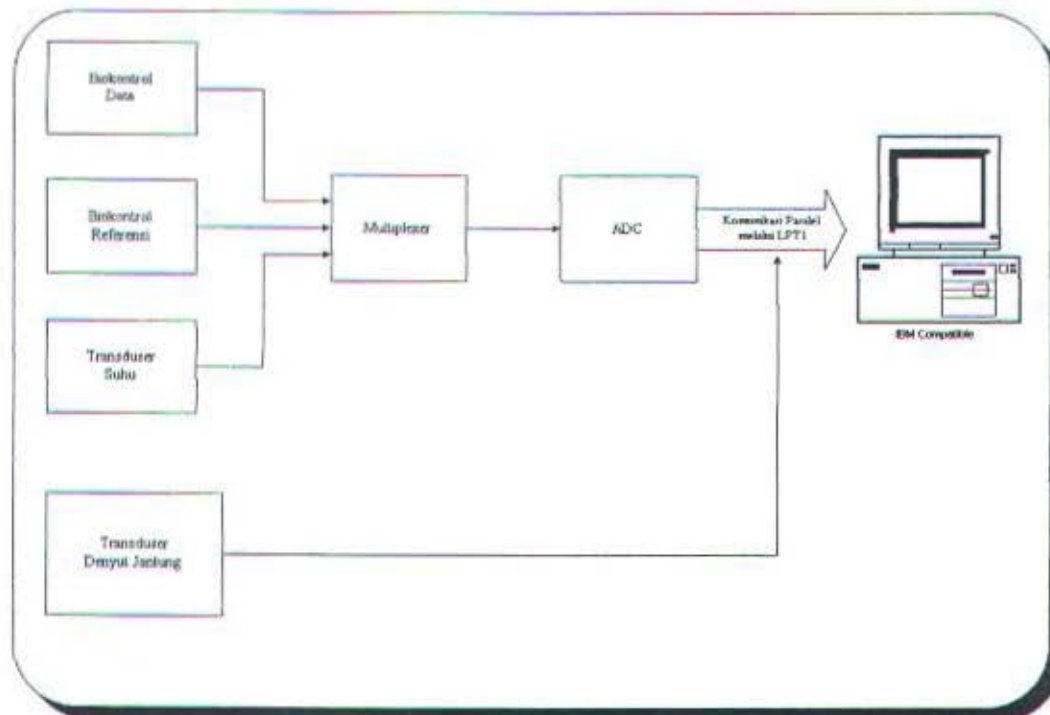
Sedangkan dalam perencanaan perangkat lunak yang dibuat terlebih dahulu adalah diagram alurnya, kemudian dibuat sub program atau prosedur dan terakhir digabung dalam program utama menjadi satu program yang terintegrasi.

3.1. PERENCANAAN PERANGKAT KERAS

Pada perencanaan perangkat keras (hardware) ini terdiri dari beberapa bagian yaitu modul rangkaian sensor temperatur, rangkaian denyut jantung, rangkaian biokontrol, rangkaian pemilih sinyal dan ADC.

3.1.1. Diagram Blok

Berikut ini gambar diagram blok yang direncanakan dari perencanaan alat dalam tugas akhir ini :



Gambar 3.1

Diagram Blok

Secara umum peralatan yang direncanakan ini dibagi dalam beberapa bagian yaitu :

- Interface ke IBM PC melalui paralel port
- Analog to Digital Converter (ADC)
- Pemilih Sinyal (Multiplekser)
- Transduser
- Rangkaian Biokontrol

Sedangkan cara kerja dari sistem tersebut secara singkat adalah sebagai berikut :

- Sinyal input yang diterima akan diolah oleh rangkaian biokontrol dan transduser menjadi besaran listrik. Di sini ada 2 macam transduser yang digunakan yaitu transduser suhu dan transduser denyut jantung. Untuk selanjutnya sinyal ini diinputkan ke pengkondisi sinyal. Pengkondisi sinyal ini berfungsi untuk menyesuaikan karakteristik sinyal output dari transduser agar dapat diolah oleh ADC.
- Data analog yang berasal beberapa transduser dan pengkondisi sinyal yang bersesuaian akan diinputkan ke ADC. Tetapi sebelum itu, satu persatu sinyal yang diukur akan dipilih dan diolah secara berurutan oleh pemilih sinyal (multiplekser).
- Tegangan keluaran dari transduser setelah melalui pengkondisi sinyal dan pemilih sinyal akan diolah dan dikonversi menjadi bentuk tegangan digital oleh konverter analog ke digital yaitu ADC AD574.
- Semua hasil proses konversi di atas diolah oleh komputer dan ditampilkan di layar monitor, di mana sebagai sarannya menggunakan port LPT1.

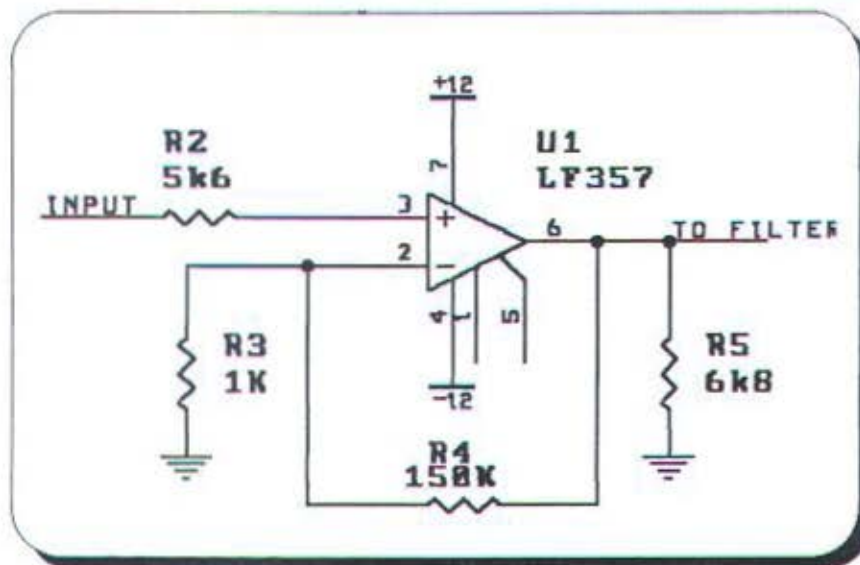
3.1.2. Detektor Denyut Jantung

Bagian ini digunakan untuk mendeteksi denyut jantung yang terdiri atas transduser piezoelectric, non inverting amplifier, filter, komparator dan monostabil multivibrator.

3.1.2.1. Rangkaian Penguat Denyut Jantung

Sinyal yang keluar dari output microphone piezoelektrik (karena adanya bunyi korotkof) adalah dalam orde yang relatif kecil (orde mV). Agar sinyal yang dihasilkan ini dapat menggerakkan rangkaian selanjutnya, maka sinyal ini perlu diperkuat terlebih dahulu. Rangkaian penguat yang direncanakan adalah penguat satu tingkat dengan mode non inverting. Hal ini dimaksudkan agar impedansi input penguat microphone ini tinggi (tergantung jenis op amp yang digunakan) sehingga tidak mengurangi sensitivitas microphone tersebut. Dalam hal ini digunakan op amp LF357, yang merupakan op amp serba guna (general purpose) dengan input JFET, sehingga mempunyai impedansi input yang sangat tinggi.

Karena tegangan output dari transduser microphone piezoelektrik kecil (kira-kira sampai 2 - 10 mV, sedangkan tegangan output yang dibutuhkan sampai sekitar 4 Volt, maka penguatan yang dibutuhkan direncanakan sekitar 400 kali.



Gambar 3.2

Rangkaian Non Inverting Amplifier

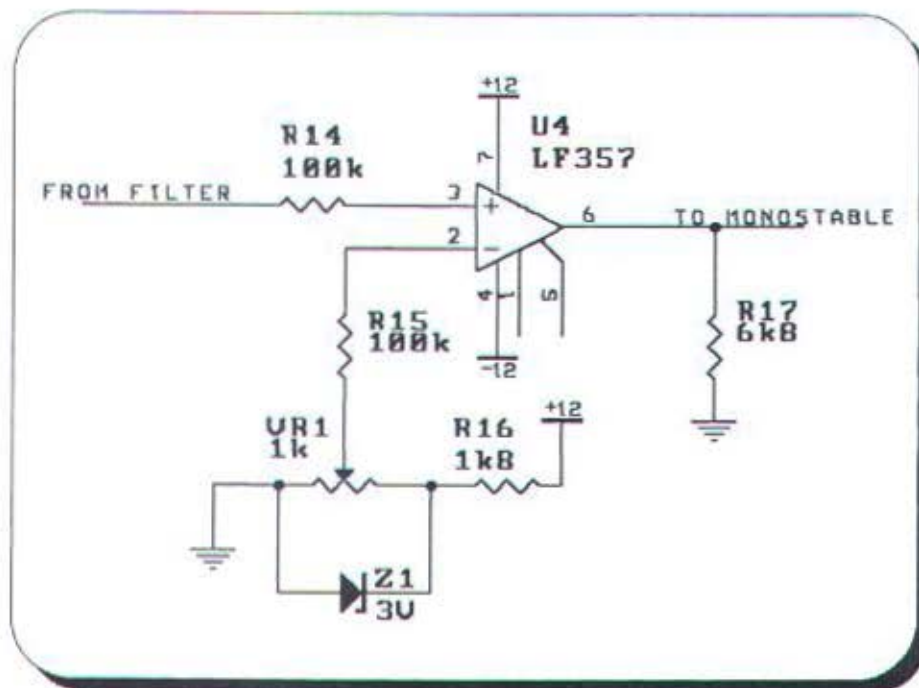
Rangkaian penguat microphone piezoelectric yang direncanakan dapat dilihat pada gambar 3.2. Penguatan tegangan dari rangkaian non inverting amplifier gambar 3.2 tersebut adalah :

$$V_o = \left(\frac{R_f + 1}{R_i} \right) V_{in}$$

$$= \left(\frac{470 \text{ K } \Omega + 1}{470 \text{ } \Omega} \right) = 1001$$

3.1.2.2. Komparator

Komparator digunakan untuk menghilangkan sinyal noise yang kecil (di bawah level tegangan tertentu), disamping itu komparator digunakan untuk mentrigger monostabil multivibrator. Gambar 3.5 menunjukkan komparator yang digunakan.



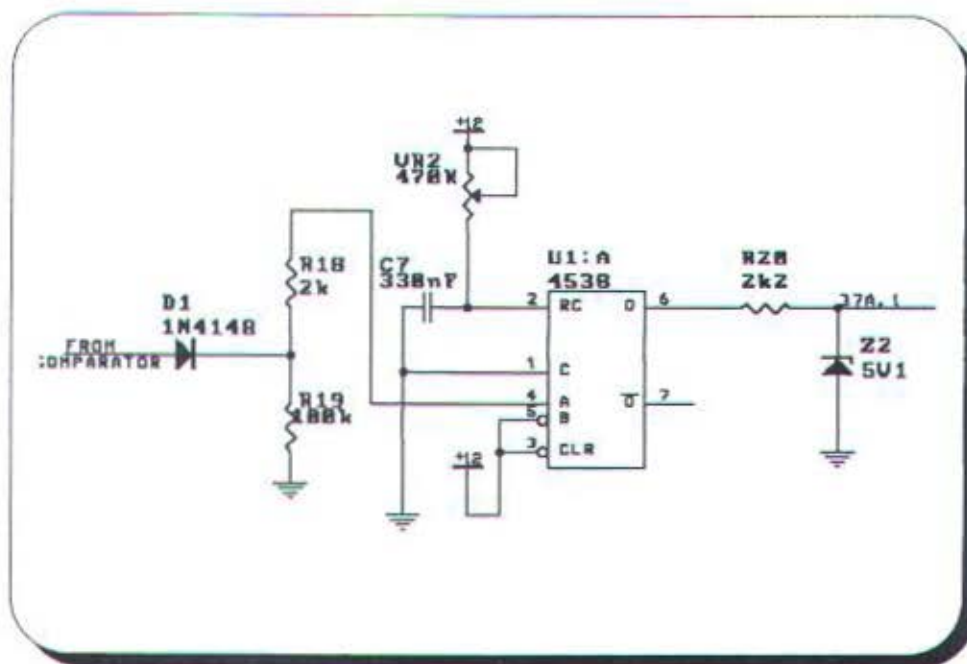
Gambar 3.3.

Rangkaian Komparator

Level tegangan referensinya dihasilkan rangkaian resistor dan zener. Tegangan referensi komparator dapat diatur oleh resistor variabel $1k\Omega$.

3.1.2.3. Monostabil Multivibrator

Monostabil multivibrator digunakan untuk menahan level tegangan digital keluaran komparator selama waktu tertentu sehingga level tegangan ini dapat dibaca sebagai data yang stabil. Jika ada pulsa bunyi korotkoff maka keluaran komparator akan berubah positif negatif dan sebaliknya, karena bunyi korotkoff tersebut bersifat AC. Monostabil multivibrator yang digunakan adalah IC 4538 (CMOS), yang digunakan pada mode trigger positif dan bersifat dapat ditrigger ulang.



Gambar 3.4.

Rangkaian Monostabil Multivibrator

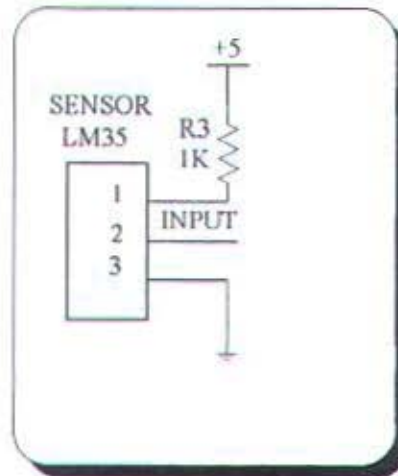
Lama waktu menahan level tegangannya $T = RC$, dipilih nilai $C = 330 \text{ nF}$ dan R berupa resistor variabel 470 k ohm , maka T maksimum adalah 155 ms . Karena tegangan monostabil multivibrator adalah level positif saja maka digunakan diode untuk mencegah tegangan negatif masuk ke monostabil multivibrator tersebut. Untuk penyesuaian level tegangan data maka tegangan outputnya dibatasi maksimal $5,1 \text{ volt}$ dengan menggunakan dioda zener.

3.1.3. Detektor Temperatur

Untuk mengubah temperatur yang merupakan besaran fisis menjadi tegangan yang dapat diproses oleh komponen berikutnya digunakan transduser (sensor).

3.1.3.1. Rangkaian Sensor Temperatur

Sensor temperatur yang digunakan pada sistem ini adalah LM 35 buatan national Semikonduktor. Dipilihnya sensor ini karena mudah diperoleh di pasaran, disamping itu output yang dihasilkan juga relatif linier, mudah dikalibrasi, akurasiya baik, impedansinya kecil ($0,1 \text{ Ohm}$) dan harganya murah. Sensor ini mempunyai tegangan keluaran yang linier terhadap temperatur dengan kenaikan tegangan sebesar $10 \text{ mV}^{\circ}\text{C}$.



Gambar 3.7
Sensor Temperatur

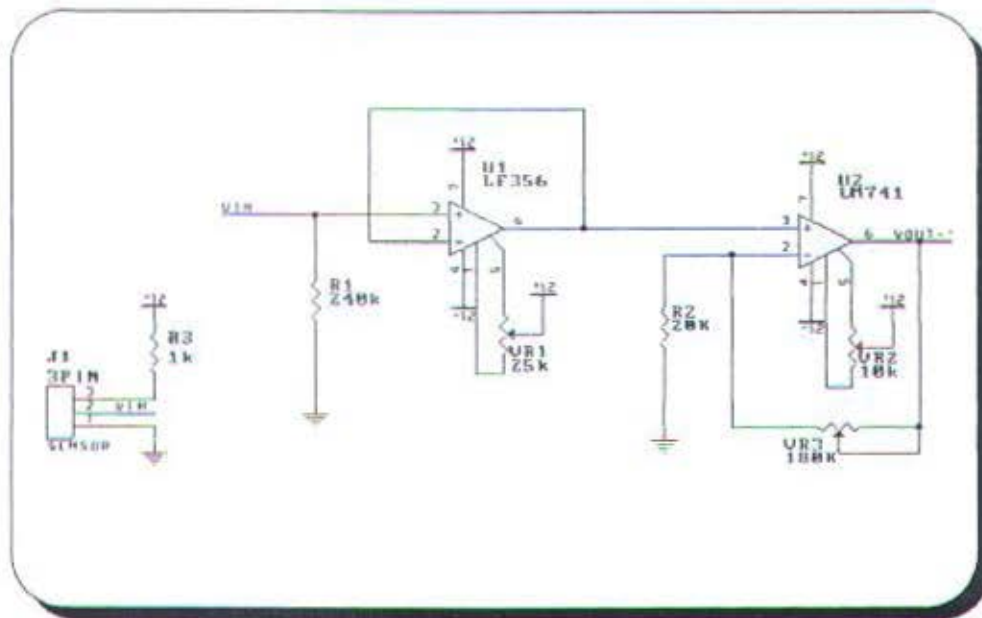
Tegangan keluaran dari LM 35 dapat dinyatakan dalam persamaan sebagai berikut :

$$V_{out} = 10 \text{ (mV/}^{\circ}\text{C} \times T \text{ (}^{\circ}\text{C)) volt.}$$

Prosedur kalibrasi dapat dilakukan hanya dengan dua temperatur referensi saja.

3.1.3.2. Pengkondisi Sinyal

Rangkaian pengkondisi sinyal terdiri dari dua buah IC yaitu LF 356 yang berfungsi sebagai penyangga dan mempunyai penguatan sebesar satu kali sedangkan IC yang lainnya adalah Op Amp 741 yang berfungsi sebagai penguat. Rangkaian lengkap dari pengkondisi sinyal dapat dilihat pada gambar 3.8 di bawah ini :



Gambar 3.8.

Rangkaian Pengkondisi Sinyal

Tegangan sebesar +12 volt diumpankan sebagai tegangan referse bias untuk LM 35 setelah melalui tahanan 1 K Ohm. Drop tegangan pada LM 35 tergantung terhadap suhu sekitarnya, dalam hal ini adalah suhu badan. Sebelum output dari LM 35 diinputkan ke rangkaian penguat (amplifier), tegangan ini dibuffer dengan menggunakan Op Amp LF 356 agar tegangan yang masuk tidak membebani amplifier.

Kemudian setelah melalui buffer, output dari buffer diinputkan ke penguat non inverting. Op Amp 741 berfungsi sebagai penguat tegangan keluaran sensor LM 35 dengan faktor penguatan bervariasi dengan mengatur VR2. Untuk keperluan tugas akhir ini digunakan faktor penguatan sebesar 10 kali ($\text{gain} = R_f/R_i + 1$).

Pada suhu ruang 30°C, maka tegangan output rangkaian non inverting amplifier diperoleh tegangan sebesar 3 V agar dapat diterima oleh ADC.

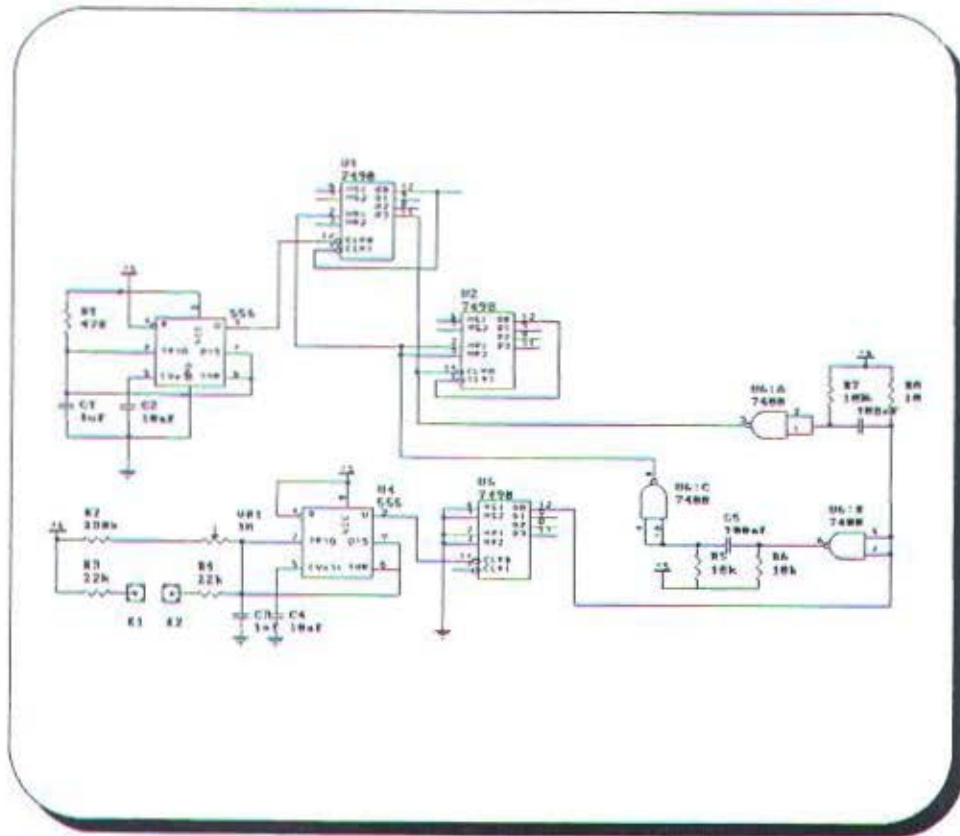
Dengan demikian jika penguatan dibuat sepuluh kali maka :

$$V_{out} = (1 + \frac{VR2}{R2}) V_{in}$$

$$10 = (1 + \frac{180\text{ K}}{20\text{ K}})$$

3.1.4. Rangkaian Biokontrol

Rangkaian biokontrol ini terdiri dari osilator dan pencacah desimal serta untuk mereset. Pada dasarnya rangkaian ini menggunakan IC 555 sebagai osilator yang bekerja pada frekuensi yang sesuai. IC 74LS90 merupakan pencacah desimal yang membagi frekuensi inputnya dengan faktor 10 (*counter modulo 10*). Dan untuk mereset pencacah ini digunakan NAND IC 74LS00 yang berinput dua. Bila pencacah terakhir telah tercapai maka rangkaian ini akan direset dan pencacah mereset ke nol sehingga proses pencacahan berhenti.

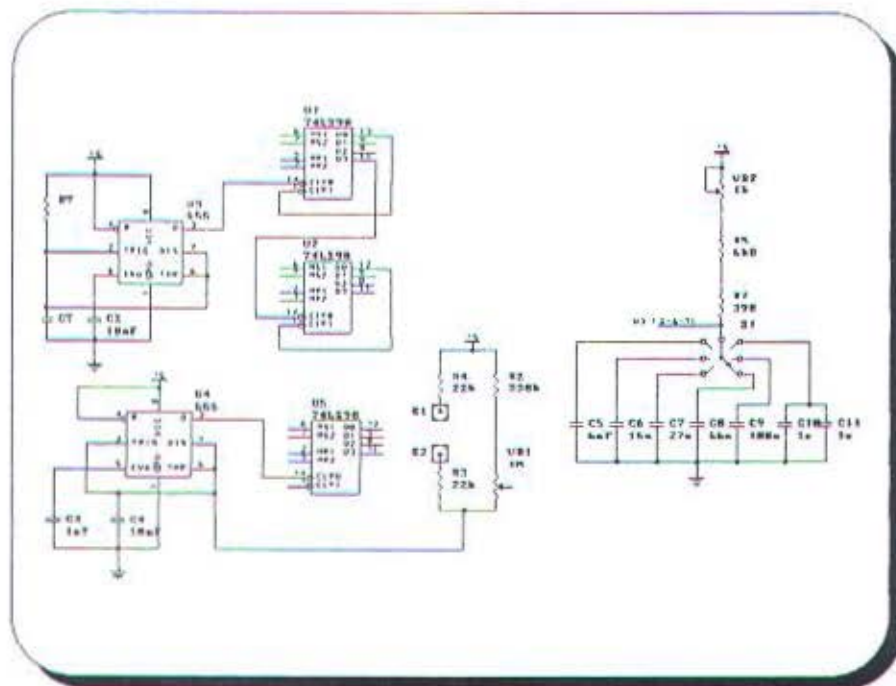


Gambar 3.9.
Rangkaian Biokontrol

3.1.4.1. Osilator

Osilator ini dibagi dalam dua bagian, yaitu osilator referensi dan osilator data. Osilator referensi mempunyai frekuensi yang ditentukan oleh R_1 dan C_1 . Dengan menggabungkan rangkaian pewaktu pada gambar 3.10, maka beberapa pewaktu yang berbeda dapat dipilih. Dengan demikian, kepekaan rangkaian dapat divariasikan ke keadaan yang cocok. Sedangkan osilator data dibentuk juga oleh IC 555, hanya bedanya rangkaian tahanan divariasikan sedemikian rupa seperti terlihat pada gambar 3.10. Osilator data ini salah satu resistansinya ditentukan oleh

perubahan resistansi kulit. Perubahan dalam resistansi kulit (antara E1 dan E2) akan mengubah frekuensi osilator yang dibentuk oleh IC 555. Sepasang cincin yang dimasukkan jari yang berbeda pada subyek yang diamati, dapat merupakan peraba yang baik. Cincin tersebut menghubungkan E1 dan E2 dengan menggunakan kawat yang panjangnya cukup.



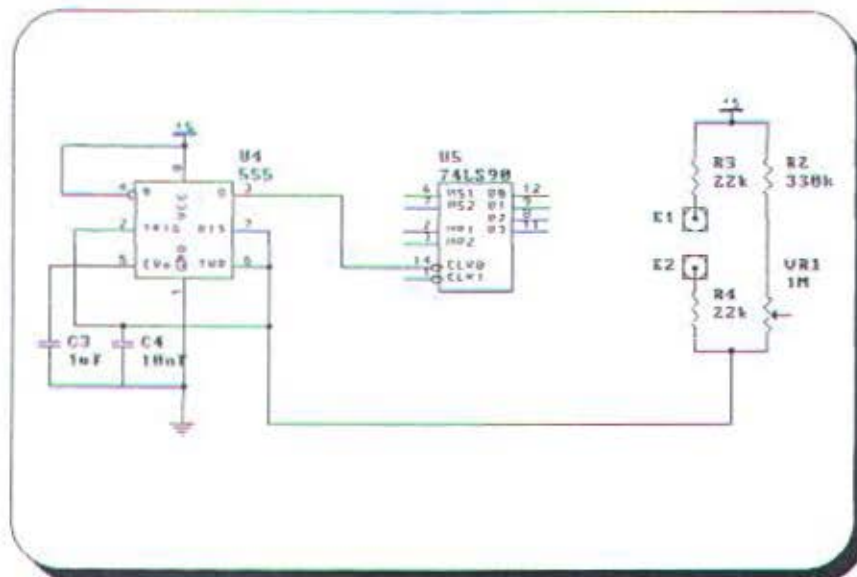
Gambar 3.10.

Osilator Data dan Referensi

3.1.4.2. Pencacah Dekade 74LS90

Osilator referensi dihubungkan pada dua buah pencacah dekade 74LS90 secara seri. Pulsa output dari IC 555 dikenakan pada input IC1 (CLK0). Untuk mendapatkan cacahan bagi sepuluh (*counter modulo 10*) yang simetrik dari 74LS90, dilakukan dengan cara mengonksikan output Q_4 (IC1) ke input IC2. Serta mengenakan cacahan masukan pada input CLK1 yang menghasilkan gelombang segiempat bagi sepuluh pada output Q_0 pada masing-masing IC.

Sedangkan output osilator data diberikan ke sebuah IC pembagi 74LS90 (IC5) yang selanjutnya mengontrol masukan reset pencacah yang dibentuk oleh IC1 dan IC2. Hasilnya adalah perioda antara denyut yang berurutan dari IC4 menentukan jumlah denyut clock yang diberikan ke pencacah ini dari osilator referensi.

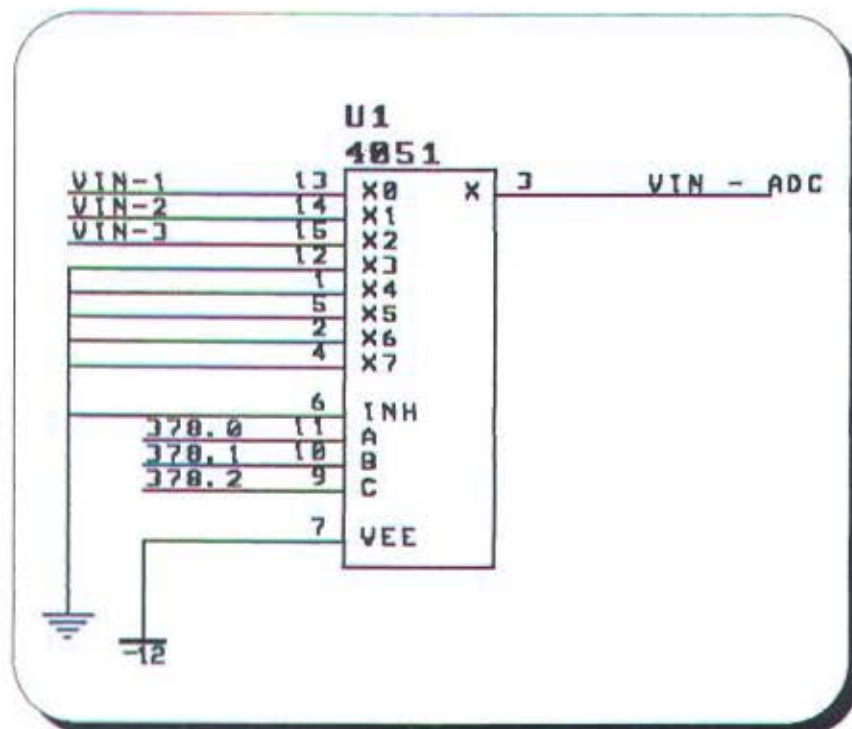


Gambar 3.11.

Hubungan Osilator Data pada Pencacah Dekade

3.1.5. Pemilih Sinyal Analog

Rangkaian pemilih sinyal (multiplexer) analog berfungsi untuk memilih sinyal input analog yang akan dikonversikan ke ADC pada suatu saat. Rangkaian lengkapnya terlihat pada gambar 3.12.



Gambar 3.12.

Rangkaian Pemilih Sinyal Analog

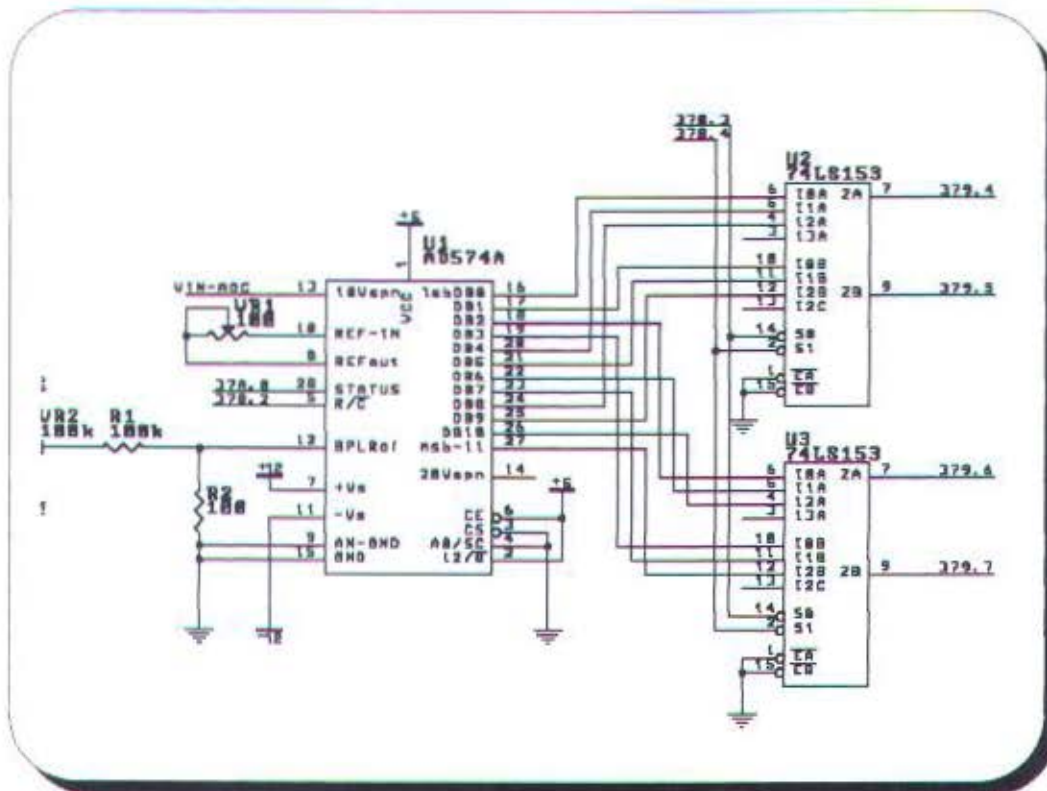
Input yang aktif dapat dipilih dengan memberikan konfigurasi bit tertentu pada input kontrolnya. Bit-bit ini berasal dari port paralel.

3.1.6. Analog to Digital Converter (ADC)

Unit ADC berbasis pada IC AD574. Pemilihan IC ini berdasarkan pertimbangan kemampuannya untuk dapat mengkonversi sinyal analog positif dan negatif, tidak memerlukan tegangan referensi dan clock luar, resolusi yang cukup tinggi (12 bit), error yang kecil dan waktu konversi cukup cepat untuk sebagian penerapan 35 μ s.

IC AD574 digunakan dalam mode operasi stand alone. Pemakaian ini akan meminimumkan rangkaian logika pengontrol dari perangkat lunak. Juga waktu *overhead* dari komputer akan minimum. Gambar 3.13 memperlihatkan ADC AD574 dan komponen pendukungnya.

Dalam mode ini CE dan 12/8 dihubungkan ke +5 Volt. CS dan A0 dihubungkan ke 0 Volt dan konversi dikontrol oleh R/C. Pewaktuan untuk mode ini dapat dilihat pada gambar 3.13. Pada gambar tersebut terlihat bahwa sinyal start konversi dibentuk dengan memberikan pulsa rendah pada input R/C. Output AD574 akan berada pada keadaan impedansi tinggi sejak sisi turun pada input R/C dan kembali aktif setelah konversi berakhir. Output STS menyatakan keadaan AD574 setiap saat. STS akan tinggi selama waktu konversi berlangsung, 600 ns setelah R/C menjadi rendah. STS kembali rendah 300 ns setelah data valid.



Gambar 3.13.

ADC AD574 dan Komponen Pendukungnya

3.2. PERENCANAAN SOFTWARE

Software yang dibuat menggunakan bahasa pemrograman Pascal 7.0. Secara umum software yang dibuat dibagi menjadi 5 bagian, yaitu :

- Inisialisasi Hardware
- Pembacaan data pasien
- Pengukuran parameter pasien
- Penyimpanan hasil pengukuran
- Penulisan hasil pengukuran dan analisa

Inisialisasi hardware (perangkat keras) dimulai dengan menentukan pin-pin port paralel yang akan digunakan. Pin-pin yang digunakan yaitu 378 bit 0 sampai 378 bit 4, 379 bit 3 sampai 379 bit 7 dan 37A bit 0. Di mana alamat 378 bit 0 dan 378 bit 4, digunakan untuk pemilih channel pada pemilih sinyal, 378 bit 2 untuk menentukan keadaan R/C pada ADC AD574, dan 378 bit dan 4 untuk pemilih data output pada 74LS153.

Sedangkan alamat port paralel 379 bit 3 untuk mengambil input data dari denyut jantung, alamat 379 bit 4 sampai 7 digunakan untuk mengambil input data dari keluaran ADC.

Alamat 37A sebenarnya hanya digunakan sebagai output tetapi pada perencanaan perangkat lunak pada tugas akhir ini digunakan sebagai input dengan menginisialisasi alamat 379 dengan data 04h.

Pengalamatan alamat 37A sebagai input adalah dengan perintah sebagai berikut :

```
Port [37A] := $04;
```

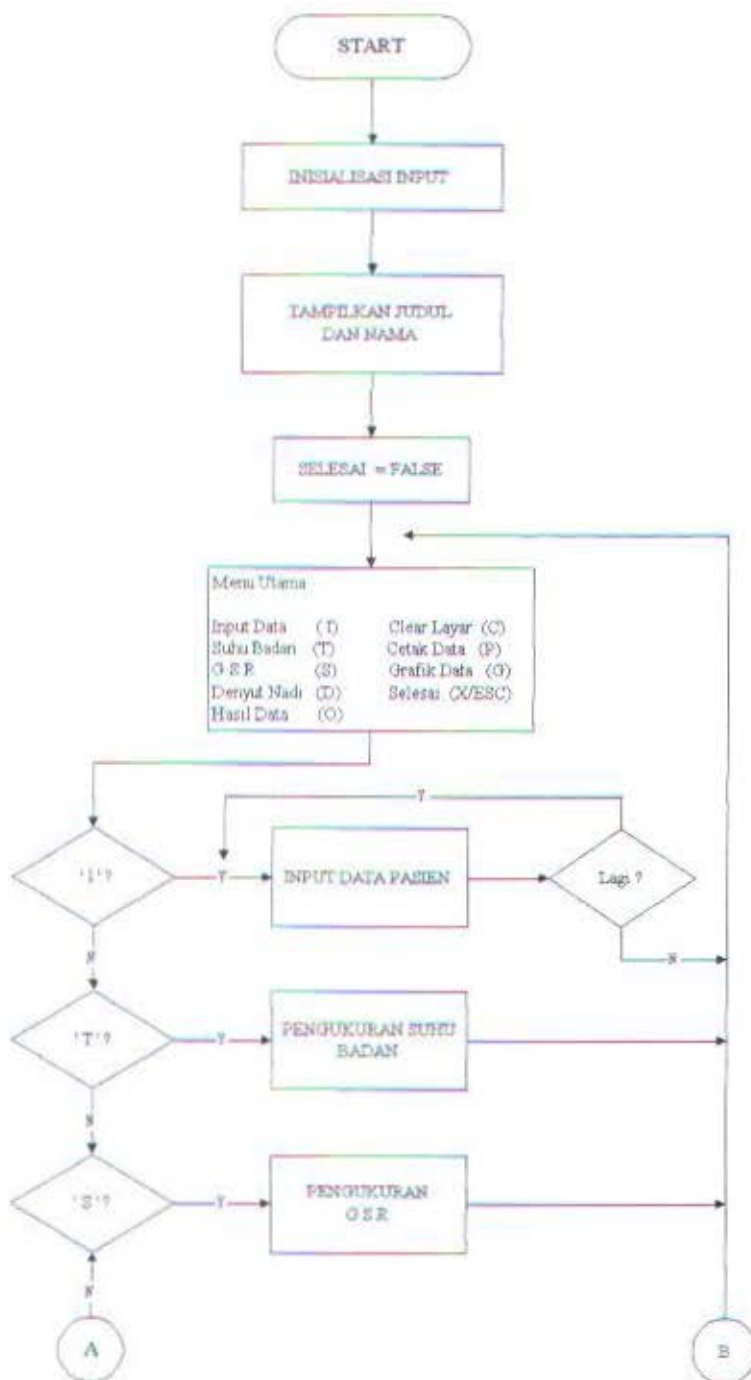
Untuk penyimpanan ke media disk sebagai file maka digunakan perintah sebagai berikut :

```
Var
Data Pasien : Record_Pasien;
Begin
  Assign (File_Pasien, 'b:PASIEN.DAT');
  Rewrite(File_Pasien);
  With Data_Pasien Do
    Begin
```



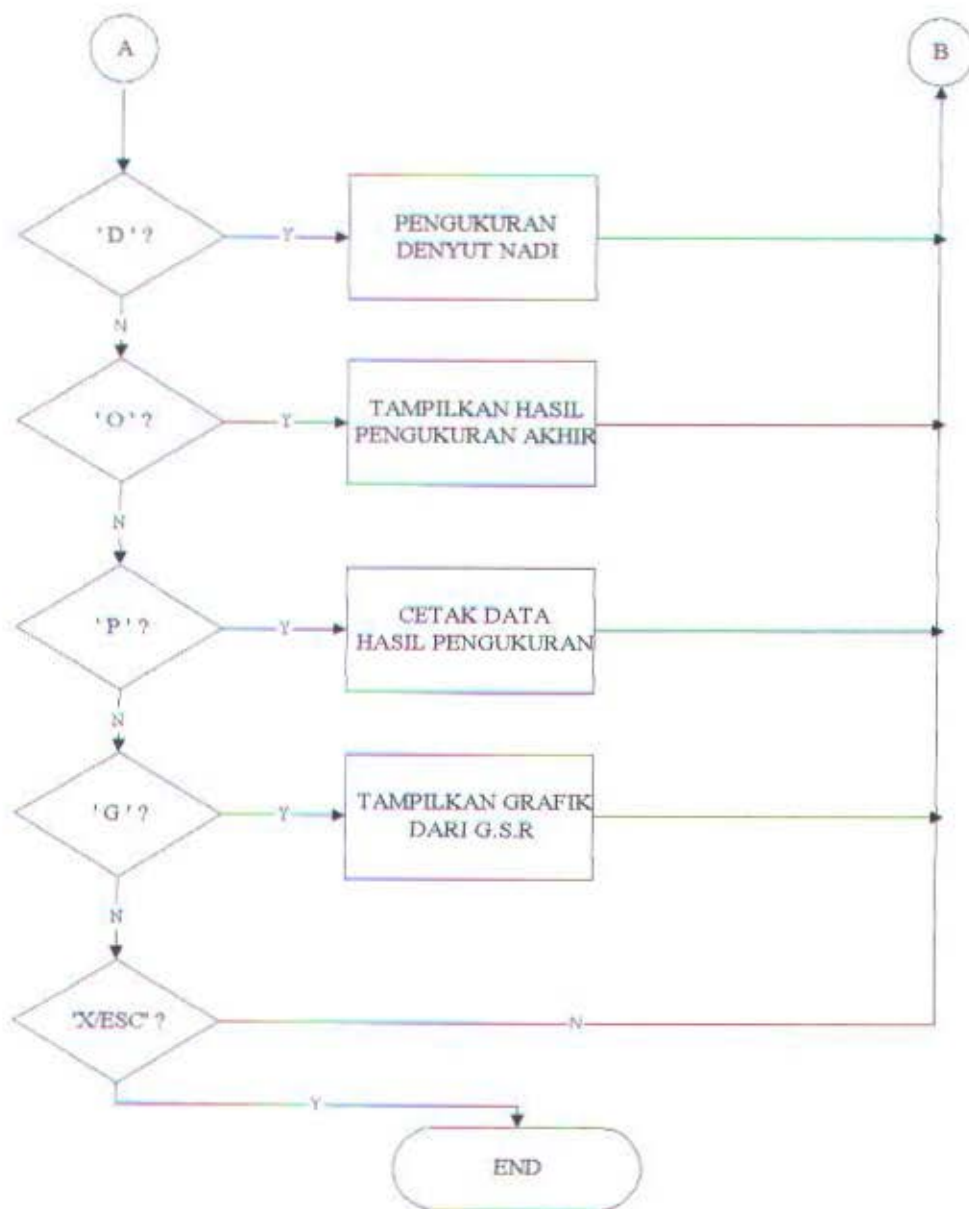
```
Write(File_Pasien,Data_Pasien);  
End;  
End;
```

Untuk lebih jelasnya diberikanb diagram alir dari perangkat lunak yang dibuat sebagaimana ditunjukkan pada gambar 3.14A dan 3.14B. di bawah ini.



Gambar 3.14A

Diagram Alir Software yang Direncanakan



Gambar 3.14B
Lanjutan Diagram Alir yang Direncanakan

BAB IV

PENGUJIAN DAN HASIL PENGUKURAN

Pada bab ini akan dibahas pengujian dan hasil pengukuran dari peralatan yang dibuat. Hal ini dilakukan untuk mengetahui kekurangan dan bagaimana kerja dari sistem yang telah dibuat, pengujian ini meliputi :

- pengujian masing-masing modul
- pengujian sistem

4.1. PENGUJIAN MASING-MASING MODUL

4.1.1. Modul ADC

Pengujian ADC dilakukan dengan membandingkan keluaran ADC dan keluaran dari Avometer digital. Sebelumnya ADC dikalibrasi terlebih dahulu, masukan ADC diberi 0 jika keluaran ADC belum 0 maka resistor variabel VR2 (pada pin BPLRof) diatur. Begitu juga untuk masukan maksimumnya (10 volt), resistor variabel VR1 (pada pin REF-IN) yang diatur.

4.1.2. Modul Detektor Temperatur

Pengujian modul temperatur dilakukan dengan cara melihat ada atau tidaknya perubahan pada output rangkaian sebelum diumpankan ke rangkaian pengkondisi sinyal, sekaligus dilakuakn pengesetan tegangan referensi yang dibutuhkan oleh IC LM 35.

4.1.3. Modul Biokontrol

Sebelumnya terlebih dahulu dicek dengan menggunakan osiloskop, kedua osilator (osilator data dan referensi) telah menghasilkan sinyal clock sebagaimana yang direncanakan. Kemudian diperiksa bagian sinyal kontrol dari dekade 7490. Selanjutnya memeriksa data-data yang dikeluarkan dari output pencacah 7490. Dilanjutkan bagian yang terakhir yaitu dengan menghubungkan cincin logam yang telah disediakan pada kedua jari tangan kita (dengan syarat cincin itu tidak short) dan dilihat hasilnya.

4.1.4. Modul Detektor Denyut Jantung

Pengujian modul detektor denyut jantung dilakukan dengan memasang transduser denyut jantung pada daerah yang akan diukur (tangan atau dada). Kemudian sinyal keluaran dari masing-masing bagian yaitu pada rangkaian penguat non inverting, komparator dan monostabil dengan menggunakan osiloskop, sinyal keluaran tersebut sesuai atau belum dengan yang direncanakan.

4.2. PENGAMBILAN DATA DAN PENGUJIAN SISTEM

4.2.1. Pengujian dan Pengambilan Data Suhu

Untuk suhu badan tidak perlu dilakukan regresi, karena menggunakan kalibrasi pada satu titik, yaitu pada saat suhu 30 derajat Celcius output dari rangkaian ini diset pada tegangan 3, 00 volt. Hasil yang diperoleh dari sensor suhu ini dapat dikatakan cukup linier dan tepat sebagaimana yang direncanakan seperti yang terlihat pada tabel 4.1.

Tabel 4.1
Data Pengukuran Suhu

NO	SUHU REFERENSI	DA TA		NO	SUHU REFERENSI	DA TA	
		ADC	°C			ADC	°C
1	35 °C	2,772	35.1	5	39 °C	2,854	39.1
2	36 °C	2,772	36.2	6	40 °C	2,875	40.2
3	37 °C	2,814	37.4	7	41 °C	2,889	41.3
4	38 °C	2,832	38.3	8	42 °C	2,909	42.1

4.2.2. Pengujian dan Pengambilan Data GSR dan Denyut Nadi

Pengujian dan pengambilan data GSR dilakukan dengan cara melakukan beberapa percobaan pada bermacam-macam kondisi tertentu yang dapat dijadikan acuan referensi untuk pengambilan data ketegangan mental seseorang. Caranya dengan membandingkan data yang diperoleh dari hasil pengukuran dengan data referensi yang didapat dari hasil percobaan. Data yang didapat dari cincin biokontrol ini dapat dikatakan konstan, seperti yang terlihat pada tabel 4.2.

Tabel 4.2
Data Eksperimen GSR dan Denyut Nadi

KONDISI PASIEN	NO TEST	PULSA GSR (pulsa/menit)	DENYUT NADI (pulsa/menit)
A = Istirahat	1	2	60
	2	3	69
	3	2	71
	4	3	69
	5	3	65
	6	2	68
B = Melamun	1	5	72
	2	4	21
	3	3	68
	4	5	69
	5	4	71
	6	4	75
C = Santai	1	6	153
	2	7	75
	3	7	101
	4	8	90
	5	8	87
	6	6	83
D = Konsentrasi	1	8	98
	2	9	97
	3	8	145
	4	10	113
	5	8	119
	6	9	112
E = Stress/Tegang	1	10	148
	2	11	156
	3	12	175
	4	12	154
	5	11	145
	6	12	137

Dari data tabel hasil eksperimen di atas dapat diamati, bahwa dalam setiap kondisi yang diambil dalam enam kali pengukuran, dihasilkan banyaknya pulsa GSR yang relatif konstan. Di mana satu pulsa mempunyai range waktu (time) antara 2.5 ms - 1 ms. Dari hasil eksperimen di atas, didapat bahwa untuk kondisi yang berbeda akan diperoleh pulsa GSR yang berbeda pula, seperti terlihat pada tabel 4.3.

Tabel 4.3

Data Referensi GSR

PULSA GSR	KONDISI	KETERANGAN
1 - 3 Pulsa/Menit	Tidur /Istirahat	Anda sedang istirahat.
4 - 5 Pulsa/Menit	Melamun	Anda dapat memulai untuk bekerja.
6 - 8 Pulsa/Menit	Santai	Anda masih mampu untuk terus bekerja.
9 - 11 Pulsa/Menit	Konsentrasi	Anda dapat terus bekerja, tapi sebaiknya beristirahat.
> = 12 Pulsa/Menit	Stress/Tegang	Anda harus segera istirahat.

Selanjutnya, berdasarkan data referensi hasil eksperimen, dapat dilakukan pengukuran pada seseorang (pasien) untuk mengetahui kondisi ketegangan mentalnya. Beberapa contoh pengambilan data pasien dapat dilihat pada tabel 4.4 di bawah ini.

Tabel 4.4.
Data Hasil Pengukuran Pasien

NOMOR RECORD	BIODATA PASIEN	PULSA GSR	KOMENTAR
1	Nama Alamat Umur Kelamin Pasien-A	Pulsa/Menit	Anda dalam kondisi konsentrasi, sebaiknya istitahat.
2	Nama Alamat Umur Kelamin Pasien-B	Pulsa/Menit	Anda dalam kondisi santai dan masih mampu untuk terus bekerja.
3	Nama Alamat Umur Kelamin Pasien-C	Pulsa/menit	Anda dalam kondisi stress atau tegang, dan Anda harus beristirahat.

BAB V

PENUTUP

5.1. KESIMPULAN

Kesimpulan yang dapat ditarik dari pembuatan tugas akhir ini adalah sebagai berikut :

1. Unjuk kerja dari peralatan yang dibuat setelah dilakukan pengujian dan pengukuran adalah sebagai berikut :

Pengukuran oleh sensor temperatur pada sistem tersebut, dalam pengujian dengan rentang pengukuran 35 °C sampai dengan 42 °C memiliki kesalahan rata-rata 0.1875 derajat. Pengukuran temperatur tersebut memiliki ketelitian sebesar 0.30 %.

2. Sensor yang digunakan untuk mendeteksi perubahan resistansi kulit adalah faktor utama yang menentukan unjuk kerja dan ketelitian dari sistem.

5.2. SARAN-SARAN

Berikut ini diberikan saran-saran yang diharapkan dapat berguna untuk pengembangan lebih lanjut :

1. Untuk mendapatkan hasil yang lebih teliti dan presisi maka bisa didapat dengan melakukan penggantian sensor yang lebih bagus khususnya untuk sensor kulit dan sensor denyut nadi.

2. Fasilitas software yang ada masih dapat dikembangkan lagi yaitu ke arah data base yang nantinya dapat menjadi catatan pribadi bagi dokter.

DAFTAR PUSTAKA

Coughlin, Robert F., Frederick Driscoll, OPERATIONAL AMPLIFIER AND
LINIER INTEGRATED CIRCUIT, Prentice Hall, New Jersey, 1982.

Cooper William D., INSTRUMENTASI ELEKTRONIK DAN TEKNIK
PENGUKURAN, Erlangga, Jakarta, 1985.

Geneser Finn, Alih Bahasa : Dr. F. Arifin Gunawijaya M.S., BUKU TEKS
HISTOLOGI, Binarupa Aksara, Jakarta, Indonesia, 1994.

Hall Douglas V., MICROPROCESSORS AND INTERFACING, McGraw-Hill
Book Company, USA, 1982.

Maramis W.F., ILMU KEDOKTERAN JIWA, Airlangga University Press,
Surabaya, 1990.

Steeman J.P.M., DATA SHEET BOOK, Elex Media Komputindo, Jakarta, 1989

Webster John G., MEDICAL INSTRUMENTATION APPLICATION AND
DESIGN, USA, 1978.

ETI PROYEK ELEKTRONIK, P.T. Dwi Edi Utama, Jakarta, 1981.

PROYEK MENGGUNAKAN IC 555, Yayasan Pembina Hobi Dan Ketrampilan
Elektronika, Binatronika, Jakarta, 1988.

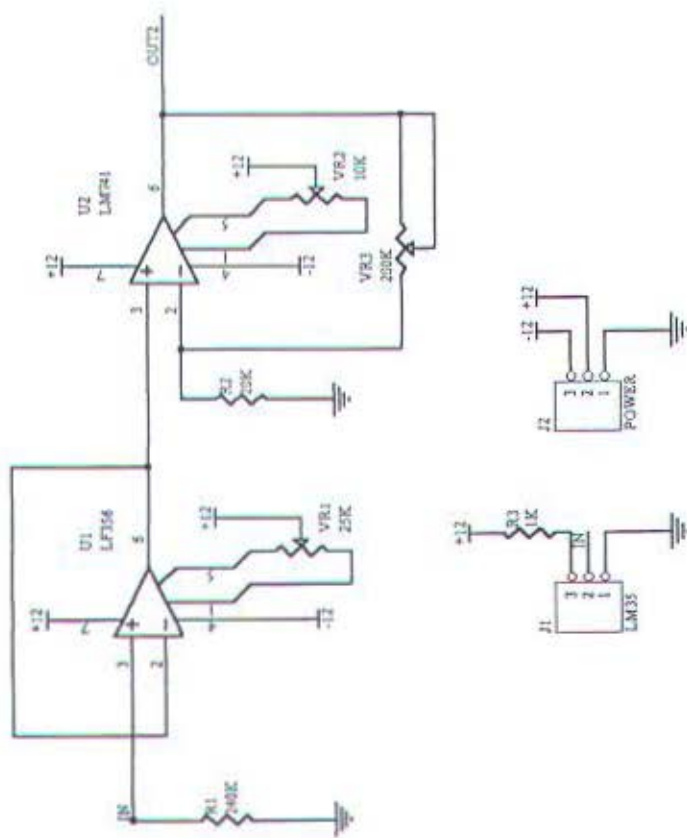
301 RANGKAIAN ELEKTRONIKA, Elex Media Komputindo, Kelompok
Gramedia, Jakarta, 1989.

_____, DATA ACQUDITION DATABOOK 1982 Vol. 1, Analog
Devices Inc., 1982.

LAMPIRAN

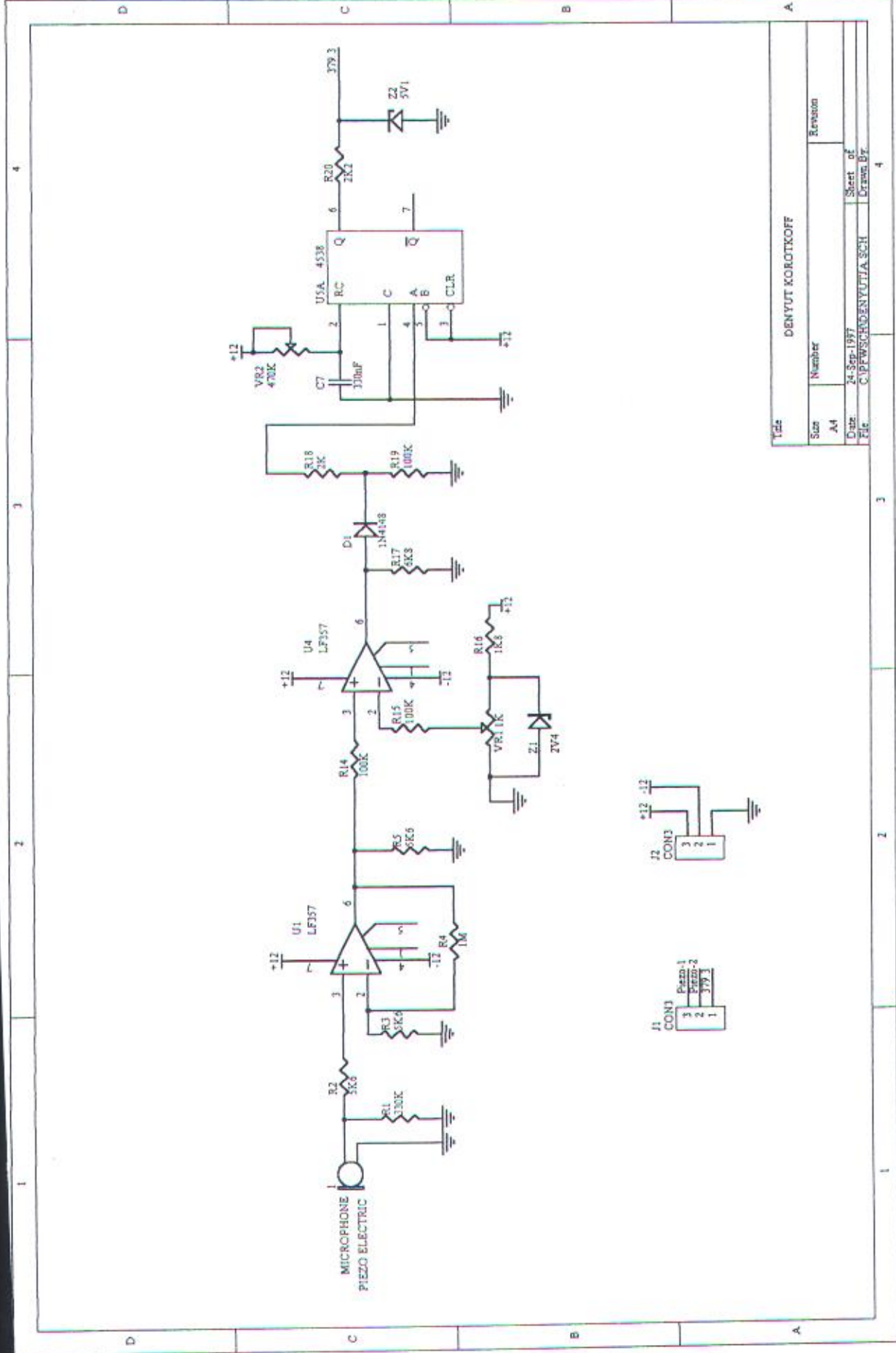
- A. 12 BIT ADC AD574
- B. SENSOR SUHU
- C. KOROTKOFF DETECTOR
- D. BIOKONTROL
- E. PORT PARALEL



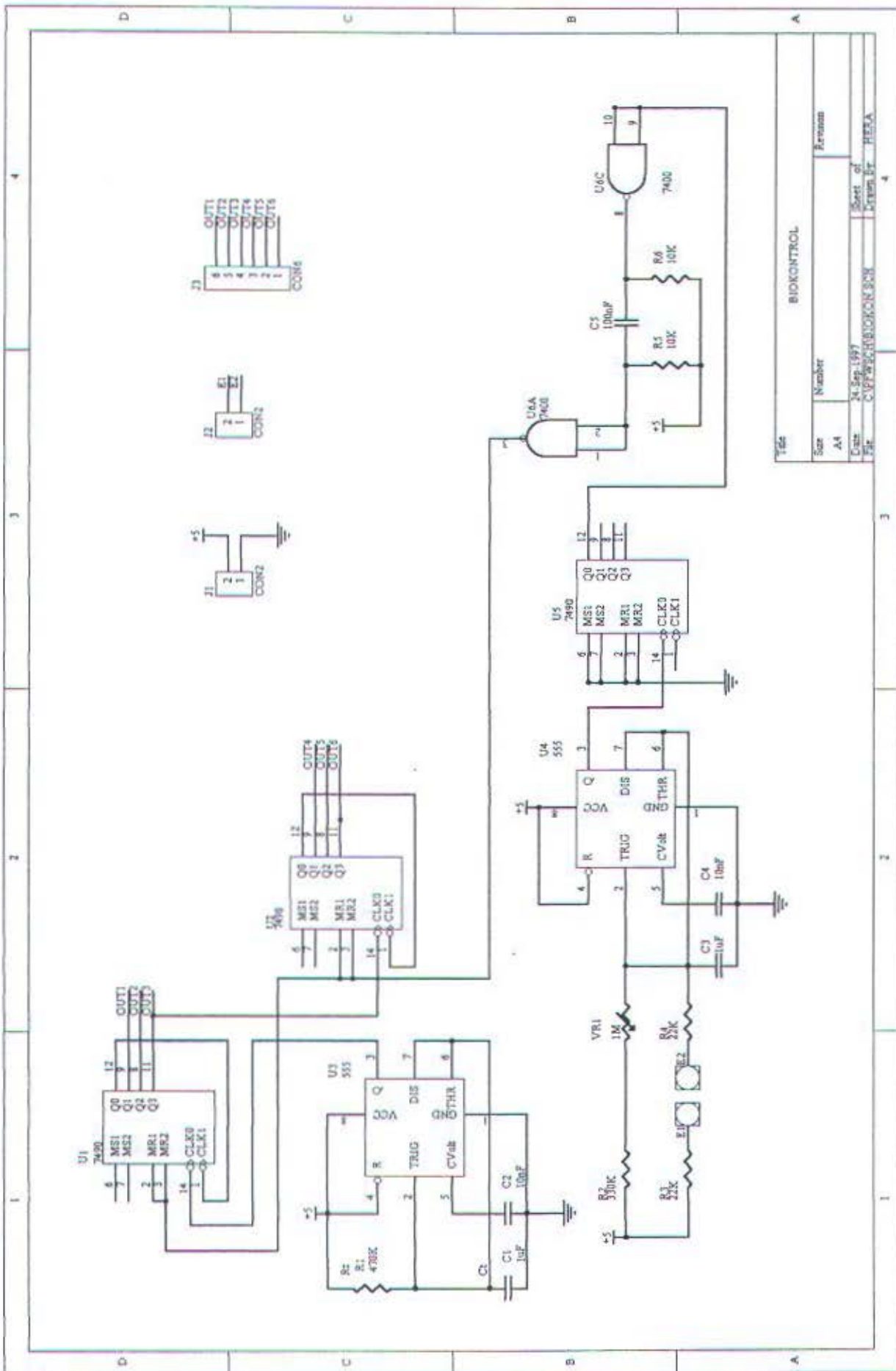


SENSOR SUHU

Size	Number	Revision
A4		
Date	Sheet of	Sheet of
14-Sep-1997	1	1
For	C:\PWC\SUHU\SUHU SCH	Screen for



DENYUT KOROTKOFF			
Type	Size	Number	Revision
	A4		
Date:	24-Sep-1997		
File:	C:\PFWSCHEMEN\YUTJA.SCH		
Sheet of	4		
Drawn by			



Title				BIOKONTROL	
Size	Number			Revision	
A4					
Date	24 Sep 1997			Sheet of	
File	C:\P\SCHUBER\BIOKONTROL			Drawn by	
				HEXA	

U1
DB25

13	378.4
23	378.4
12	379.5
24	379.5
11	379.7
23	379.7
10	379.5
22	379.5
9	378.7
21	378.7
8	378.5
20	378.5
7	378.5
19	378.5
6	378.4
18	378.4
5	378.1
17	378.1
4	378.2
16	378.2
3	378.1
15	379.3
2	378.0
14	378.1
1	378.0

Tide		SUSUNAN PIN PARALEL	
Size	Number	Kerangka	
A1			
Date	6 Oct 1997	Sheet of	4
File	C:\PWS\CHIN D.H.	Drawn by	Ma Hwa

RIWAYAT HIDUP



SRI HERANURWENI, dilahirkan di Semarang pada tanggal 10 Agustus 1971, adalah putra pertama dari Bapak Kadarisman dan Ibu Nurisah yang bertempat tinggal di Jl. Meranti Raya Blok H No 3 Semarang.

Pendidikan yang telah ditempuh selama ini :

1. SDN Perumnas Banyumanik I Semarang, tahun 1978 - 1984
2. SMPN 21 Semarang, tahun 1984 - 1987
3. SMAN 4 Semarang, tahun 1987 - 1990
4. Politeknik UNDIP Semarang, 1990 - 1993
5. Terdaftar sebagai mahasiswa Jurusan Teknik Elektro FTI - ITS melalui Lintas Jalur tahun 1993, dengan nomor register pokok 2294 100 502